



HAL
open science

Gait in patients with axial spondyloarthritis

Julie Soulard

► **To cite this version:**

Julie Soulard. Gait in patients with axial spondyloarthritis. Human health and pathology. Université Grenoble Alpes [2020-..], 2021. English. NNT : 2021GRALS002 . tel-03585123

HAL Id: tel-03585123

<https://theses.hal.science/tel-03585123v1>

Submitted on 23 Feb 2022

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITE GRENOBLE ALPES

Spécialité : MCA - Mouvement et Comportement pour la santé et l'Autonomie

Arrêté ministériel : 25 mai 2016

Présentée par

Julie SOULARD

Thèse dirigée par **Nicolas VUILERME**, Université Grenoble Alpes et codirigée par **Jacques VAILLANT**, Université Grenoble Alpes

préparée au sein du **Laboratoire AUTONOMIE, GÉRONTOLOGIE, E-SANTÉ, IMAGERIE & SOCIÉTÉ** dans l'**École Doctorale Ingénierie pour la Santé, la Cognition et l'Environnement**

Etude de la marche chez la personne atteinte de spondylarthrite axiale

Gait in patients with axial spondyloarthritis

Thèse soutenue publiquement le **22 février 2021**, devant le jury composé de :

Monsieur Athan BAILLET

PROFESSEUR DES UNIVERSITES - PRATICIEN HOSPITALIER, Université Grenoble Alpes, Président

Monsieur Gilles ALLALI

DOCTEUR EN SCIENCES, Université de Genève, Rapporteur

Monsieur Davy LAROCHE

DOCTEUR EN SCIENCES, Université de Dijon - Bourgogne, Rapporteur

Madame Sylvie NADEAU

PROFESSEUR, Université de Montréal, Rapporteur

Madame France MOUREY

PROFESSEUR DES UNIVERSITES, Université Dijon - Bourgogne, Examinatrice

Monsieur Djamel BENSMAIL

PROFESSEUR DES UNIVERSITES - PRATICIEN HOSPITALIER, Université de Versailles St Quentin, Examineur

Monsieur Philippe GAUDIN

PROFESSEUR DES UNIVERSITES - PRATICIEN HOSPITALIER, Université Grenoble Alpes, Invité

Monsieur Nicolas VUILERME

MAITRE DE CONFERENCE UNIVERSITAIRE, Université Grenoble Alpes, Directeur de thèse

Monsieur Jacques VAILLANT

DOCTEUR EN SCIENCES, Université Grenoble Alpes, Co-directeur de thèse



Résumé

Etude de la marche chez la personne atteinte de spondylarthrite axiale

La spondylarthrite axiale (SpA) est une maladie chronique rhumatismale qui provoque des douleurs inflammatoires au niveau de la colonne vertébrale et du bassin. Cette maladie a également un impact négatif sur la posture, les amplitudes articulaires des membres inférieurs, la force musculaire et les fonctions du pied, qui pourraient impacter la marche.

Dans ce contexte, et en l'absence de connaissance scientifique sur le sujet, l'objectif principal de ce travail doctoral était de caractériser la marche des patients atteints de SpA. Pour répondre à cet objectif, deux revues systématiques de la littérature ont été conduites. Les conclusions de ces deux revues nous ont encouragés à concevoir et mettre en œuvre une étude originale de cohorte prospective. Trois sous-objectifs complémentaires ont ensuite successivement été conduits. Il s'agissait (1) d'évaluer la reproductibilité intra-session des paramètres spatiotemporels de la marche obtenus chez des volontaires sains et des patients atteints de SpA ; (2) de comparer les paramètres spatio-temporels de la marche de patients atteints de SpA à ceux de volontaires sains, et étudier l'effet de la douleur sur les paramètres de marche ; et enfin (3) de comparer les effets de la double tâche sur les paramètres spatio-temporels de la marche chez ces mêmes sujets.

Les résultats de ce travail doctoral ont permis de montrer que les patients atteints de SpA présentaient une marche précautionneuse avec une diminution de la vitesse et de la longueur de l'enjambée et qu'une altération des paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche comparable aux volontaires sains était retrouvée. Ces résultats ouvrent des perspectives pour déterminer quelles sont les facteurs responsables des altérations de la marche dans la SpA, puis de déterminer si, et dans quelle mesure, les paramètres de marche pourraient prédire l'évolution de la maladie, pour permettre, à terme, de délivrer des interventions ciblées et personnalisées chez des patients atteints de SpA.

Abstract

Gait in patients with axial spondyloarthritis

Axial spondyloarthritis (axSpA) is a chronic rheumatic disease, causing inflammatory back and pelvis pain. This disease can have a negative impact on posture, lower limb joint ranges of motion, muscle strength and foot-related functions, which could significantly impact gait.

In this context, in the absence of scientific knowledge on the topic, the main objective of this doctoral work was to investigate gait in patients with axSpA. To achieve this goal, two systematic reviews of the literature were first conducted. Conclusions of these two reviews encouraged us to design and conduct an original prospective cohort study. Three complementary sub-objectives were successively addressed: (1) to assess the intra-session reliability of spatiotemporal gait parameters obtained in healthy controls and patients with axSpA; (2) to compare spatiotemporal gait parameters of patients with axSpA to those of healthy controls and study the impact of pain on gait parameters; and (3) to compare the effects of dual-tasking on spatiotemporal gait parameters in these participants.

Results of this doctoral work indicated that patients with axSpA had a cautious gait with lower gait speed and shorter stride length, with spatiotemporal gait parameters alterations in dual-task similarly to healthy controls. These results opens up the perspectives to further determine which factors are responsible for gait alterations in axSpA, and to determine if, and to what extent, gait parameters could predict disease evolution, to ultimately allow delivering targeted and personalized interventions in patients with axSpA.

Résumé détaillé

Etude de la marche chez la personne atteinte de spondylarthrite axiale

La spondylarthrite axiale (SpA) est une maladie chronique rhumatismale provoquant des douleurs inflammatoires au niveau de la colonne vertébrale et du bassin, ainsi qu'une raideur matinale qui peuvent avoir des conséquences délétères sur la fonction physique. La SpA commence chez les jeunes adultes, pouvant ainsi entraîner absentéisme et perte de productivité au travail. Régulièrement associée à la fatigue et la dépression, cette maladie a également un impact négatif sur la posture, les amplitudes articulaires des membres inférieurs, la force musculaire et les fonctions du pied. Il est possible que ces symptômes et signes cliniques puissent altérer la marche des personnes atteintes de SpA, et par conséquent leur autonomie, leur indépendance et leur qualité de vie.

Considérant la rareté des évidences scientifiques, l'objectif principal de ce travail doctoral était de caractériser la marche des patients atteints de SpA. Pour répondre à cet objectif, deux revues systématiques de la littérature ont dans un premier temps été conduites, sur la marche et la spondylarthrite ankylosante (i.e. la forme radiologique de la SpA : SA) d'une part, sur la marche et la SpA, d'autre part. Les résultats de ces deux revues ont montré que peu d'études ont évalué la marche dans la SpA, et qu'aucune d'entre elles n'a comparé les caractéristiques de marche à celles de volontaires sains dans la SpA.

Ces conclusions nous ont, dans un second temps, encouragés à concevoir et mettre en œuvre une étude originale de cohorte prospective. Trois sous-objectifs complémentaires ont été successivement conduits. Il s'agissait (1) d'évaluer la reproductibilité intra-session des paramètres spatio-temporels de la marche obtenus au moyen de capteurs inertiels positionnés au niveau des pieds, chez des volontaires sains d'une part, et des patients atteints de SpA d'autre part ; (2) de comparer les paramètres spatio-temporels de la marche de patients atteints de SpA à ceux de volontaires sains appariés en genre et âge et étudier l'effet de la douleur sur les paramètres de marche ; et enfin (3) de comparer les effets de la double tâche sur les paramètres spatio-temporels de la marche chez ces mêmes participants.

Nos résultats ont montré que : (1) la majorité des paramètres spatio-temporels de la marche étaient reproductibles chez des volontaires sains et des patients atteints de SpA en conditions de simple et double tâche ; (2) les patients atteints de SpA présentaient une diminution de la vitesse de marche, de la longueur de l'enjambée et de la cadence associée à une augmentation du temps de double appui par rapport à des volontaires sains ; la douleur pouvait expliquer la diminution de la cadence observée chez les patients atteints de SpA, mais pas les différences observées pour les autres paramètres spatio-temporels de la marche ; (3) la double tâche entraînait une diminution de la vitesse de marche et de la longueur de l'enjambée associée à une augmentation du temps de double appui comparables chez les patients atteints de SpA et les volontaires sains.

Dans leur ensemble, les résultats de ce travail doctoral ont montré que les patients atteints de SpA présentaient une marche précautionneuse avec une diminution de la vitesse et de la longueur de l'enjambée, et que les paramètres spatio-temporels de la marche étaient altérés en double tâche de façon comparable aux volontaires sains. Ces résultats ouvrent des perspectives de travail intéressantes, lesquelles visent d'une part à déterminer les facteurs responsables des altérations de la marche dans la SpA, et d'autre part à évaluer si, et dans quelle mesure, les paramètres de marche pourraient prédire l'évolution de la maladie. Les retombées cliniques sont prometteuses et importantes puisqu'il s'agit d'être en mesure, à terme, de délivrer des interventions ciblées et personnalisées chez les patients atteints de SpA.

Mots clés : spondylarthrite ankylosante, spondylarthrite axiale, marche, locomotion, double tâche, capteurs inertiels

Detailed abstract

Gait in patients with axial spondyloarthritis

Axial spondyloarthritis (axSpA) is a chronic rheumatic disease causing inflammatory back and pelvis pain, associated to morning stiffness with adverse consequences on physical function. AxSpA is a disease starting in adulthood that can lead to work absenteeism and productivity loss. Regularly associated to fatigue and depression, this disease can have a negative impact on posture, lower limb joint ranges of motion, muscle strength and foot-related functions. It is thus possible that these impairments could impact gait in patients with axSpA, and thus their autonomy, independence and quality of life.

In this context, and in the absence of scientific knowledge on this topic, the main objective of this doctoral work was to investigate gait in patients with axSpA. To achieve this goal, two systematic reviews of the literature were conducted, in gait and ankylosing spondylitis (i.e.: the radiologic form of axSpA: AS) on one side, and in gait and axSpA on the other side. Results of these two reviews showed that only few studies have assessed gait axSpA and none of them compared gait characteristics of patients with axSpA to healthy controls. These conclusions then encouraged us to design and conduct an original prospective cohort study.

Three complementary sub-objectives were successively addressed: (1) to assess the intra-session reliability of spatiotemporal gait parameters obtained from foot-worn inertial sensors in healthy controls and patients with axSpA; (2) to compare spatiotemporal gait parameters of patients with axSpA to those of healthy gender, age and sex matched controls and study the impact of pain on gait parameters; and (3) to compare the effects of dual-tasking on spatiotemporal gait parameters in these participants.

Our results showed that : (1) main spatiotemporal gait parameters are reliable in healthy controls and patients with axSpA in single- and dual-task conditions ; (2) patients with axSpA had a reduced speed, stride length and cadence, associated to increased double support compared to healthy controls; pain could explain decreased cadence observed in patients with axSpA, but not the differences on other spatiotemporal gait parameters ; (3) dual-task led to a decrease of speed and stride length, associated to increase double support time comparable in patients with axSpA and healthy controls.

As a whole, these results showed that patients with axSpA had a cautious gait with lower gait speed and shorter stride length and that spatiotemporal gait parameters were altered in dual-task similarly to healthy controls. These results opens up interesting directions of research. For instance, we have planned to determine factors responsible for gait impairments observed in patients with axSpA, and, to evaluate if, and to what extent, gait parameters could predict disease evolution. Clinical impacts are promising and high as the aim will be ultimately to deliver targeted and personalized interventions in patients with axSpA.

Keywords: ankylosing spondylitis, axial spondyloarthritis, gait, locomotion, dual-task, inertial sensors

Remerciements

Mes remerciements vont tout d'abord à Nicolas Vuillerme, mon directeur de thèse. Je suis venue il y a maintenant presque 6 ans, te rencontrer « au labo » pour te faire part de mes envies de découvrir la recherche à l'étranger. Tu m'as permis de partir, aux Pays Bas, et de revenir avec plein de projets en tête et une thèse à construire. Je suis toujours impressionnée par ton expertise scientifique, ta force de travail et surtout tes qualités humaines. Je te remercie pour ta disponibilité, tes conseils avisés et ton soutien constant durant ces années. Je ne serai pas arrivée là sans toi et j'espère bien continuer à collaborer et développer encore de nombreux projets avec toi.

Je tiens ensuite à remercier Jacques Vaillant, mon directeur de thèse, qui a toujours été là pour me soutenir et me valoriser. Tu m'as permis de conduire l'étude dont tu as obtenu le financement, et c'est grâce à toi que j'ai pu réaliser ce beau projet puis cette thèse. Je te remercie pour tout ce que tu as fait pour moi.

Je remercie également Pr Sylvie Nadeau, Pr France Mourey, Dr Gilles Allali, Dr Davy Laroche, Pr Djamel Bensmail, Pr Athan Baillet et Pr Philippe Gaudin qui nous font l'honneur de faire partie du jury.

J'adresse tous mes remerciements à Athan Baillet et Philippe Gaudin pour leur support scientifique et clinique au sein du service de rhumatologie du CHU. Merci aussi à toute l'équipe de rhumatologie qui m'a permis de recruter les patients pour l'étude et d'atteindre les 60 patients inclus. Merci aux 90 participants de l'étude, qui ont accepté de donner de leur temps pour participer à ce projet et sans qui l'étude n'aurait pu aboutir.

Je remercie également Cécile Richaud, cadre supérieur de rééducation au CHU Grenoble Alpes, qui m'a soutenue durant ces dernières années et qui m'a permis d'obtenir ce statut administratif de « clinicien chercheur ». Je souhaite de tout cœur, dans les prochaines années, conserver ce statut pour m'investir et développer la recherche paramédicale au sein du CHU. Merci à Serge Sevenier, cadre de rééducation, pour son soutien, son aide dans l'organisation du quotidien au sein du service de neurologie et son accueil toujours bienveillant.

Mes remerciements vont également à Olivier, Katia, Isabelle, Pauline, Hélène, Clémentine, Jérémie, Catalina, Loïc et toute l'équipe de l'UNV pour cette passion de la neurologie vasculaire que vous m'avez transmise. Merci à Antoine de m'avoir accueillie à bras ouverts à l'UNV et qui est maintenant devenu un ami. Je n'aurais pas travaillé plus de quatre ans dans ce service si je ne m'y sentais pas aussi bien. Merci pour cette pluridisciplinarité que je suis venue chercher en venant à l'hôpital et qui m'enrichit un peu plus chaque jour.

Je remercie aussi mes collègues du labo : Romain, Timothée, Hugo, Eymeric, Thomas... et mes collègues de neurologie pour leur présence au quotidien durant ces trois années. Je remercie également Sébastien Baillieul pour nos échanges scientifiques et personnels qui m'ont beaucoup apportés. Je tiens à remercier Assia Jaillard, neurologue spécialisée en imagerie, qui m'a fait découvrir l'IRM et avec qui j'ai écrit mon premier article. Cet article ne fait pas partie de cette thèse mais restera une étape essentielle de mon parcours scientifique. Merci à Marc Hommel qui m'a permis d'intégrer le service de neurologie vasculaire après mon master et avec qui j'ai pu découvrir le plaisir d'écrire des projets de recherche.

En partant aux Pays-Bas en 2016, j'ai aussi pu travailler avec Claudine Lamoth, professeure à Groningen. Je la remercie pour son dynamisme, son sourire et son perfectionnisme. Elle m'a fait découvrir la recherche lors de mon master et m'a incité à continuer en thèse. Merci aussi à Danique et Lisette pour m'avoir accueillie et m'avoir guidée dans mes premiers pas de recherche scientifique.

Merci à Tristan Livain, qui m'a encadrée sur mon premier mémoire de recherche et m'a incitée à continuer sur cette voie. Merci à toute l'équipe du département de kinésithérapie qui me permet d'enseigner et de partager ces connaissances avec nos futurs consoeurs et confrères.

Je remercie mon papa, son calme, sa sérénité, ses conseils précieux et son soutien indéfectible en toutes circonstances. Je remercie également ma maman qui m'a toujours soutenue, encouragée, et m'a transmis ses qualités d'organisation et d'efficacité. Merci à Eve, ma grande sœur, sans qui je n'aurais pas été jusque-là, qui m'a épaulée et valorisée à chaque instant dans tous mes projets, et m'a aidée à trouver mon équilibre si important. Merci à Sophie, ma petite sœur, à l'énergie débordante qui me fait rire en toutes circonstances et qui m'a apporté sa vitalité. Je remercie aussi Jeanine pour sa bienveillance, son soutien et sa disponibilité à toute épreuve. Merci aussi à mes grands-parents sur qui j'ai pu compter durant de nombreuses années. Je remercie Gauthier, Denis, Bernadette, Daniel, Eric, sans oublier Basile et ses jolis sourires, ainsi que ma belle-famille Dijonnaise pour leur soutien et leur intérêt pour mon travail.

Je tiens à remercier également mes amis qui m'ont soutenu durant ces années et m'ont permis de m'évader entre deux rédactions d'articles : Marie, Cindy, Elisabeth, Pauline, Camille, Elodie, Ludwig, Maxime, Pierre, Mathilde, Gaëlle, Féli, Erwan, Margaux, Flal, Amandine, Jany, Marion, Marie, Florian, Camille, Romain... Merci pour votre bonne humeur et toutes les belles aventures que nous avons partagées ensemble !

Merci à la Jeanne d'Arc de Saint-Marcellin de m'avoir transmis les valeurs du sport et de la FSCF depuis plus de 20 ans. Merci à vous : Marc, Lydie, Jacky, Fred, Pascal, Patrick, Céline, Charline, Doriane, Aurélie, Marie-France et toute la JASM.

Enfin, je ne saurais terminer ces remerciements sans remercier Aurélien qui a partagé mon quotidien durant ces années. J'ai beaucoup appris à tes côtés et je ne te remercierai jamais assez de ton soutien. Nos discussions, nos échanges, notre communication m'ont permis de me développer et de devenir en partie ce que je suis aujourd'hui. Une nouvelle aventure est en route, et de beaux projets nous attendent, merci pour tout.

Contributions scientifiques

Ce travail a fait l'objet de contributions scientifiques publiées dans des journaux internationaux à comité de lecture :

1. Soulard, J., Vuillerme, N., Vaillant, J., *Gait Characteristics in Patients With Ankylosing Spondylitis: Protocol for a Systematic Review*. JMIR Research Protocols 8:e12470. 2019. <https://doi.org/10.2196/12470>
2. Soulard, J., Vuillerme, N., Gaudin, P., Grange, L., Baillet, A., Cracowski, J.-L., Juvin, R., Vaillant, J., *Gait as predictor of physical function in axial spondyloarthritis: the prospective longitudinal FOLOMI (Function, Locomotion, Measurement, Inflammation) study protocol*. Rheumatology International 39:1681–1688. 2019 <https://doi.org/10.1007/s00296-019-04396-4>
3. Soulard J., Vaillant J., Agier C-T., Vuillerme N., *Gait Characteristics In patients With Ankylosing Spondylitis – a Systematic Review*. Clinical and Experimental Rheumatology 39, 173–186, 2021. PMID: 33025884
4. Soulard J., Vaillant J., Balaguier R., Baillet A., Gaudin P., Vuillerme N., 2020, *Foot-Worn Inertial Sensors Are Reliable to Assess Spatiotemporal Gait Parameters in Axial Spondyloarthritis under Single and Dual Task Walking in Axial Spondyloarthritis*. Sensors 20:6453. 2020 <https://doi.org/10.3390/s20226453>.
5. Soulard J., Vaillant J., Balaguier R., Vuillerme N., *Spatio-temporal gait parameters obtained from foot-worn inertial sensors are reliable in healthy adults in single- and dual-task conditions*. Scientific reports 11:10229. 2021 <https://doi.org/10.1038/s41598-021-88794-4>
6. Soulard J., Vaillant J., Baillet A., Gaudin P., Vuillerme N., *Patients with axial spondyloarthritis adopt a cautious gait pattern during walking: A comparative study*. JMIR mHealth uHealth 2021 (accepté)

Ce travail a fait l'objet de contributions scientifiques soumises ou en révision dans des journaux internationaux à comité de lecture :

7. Soulard J., Vaillant J., Vuillerme N., *Gait in patients with axial spondyloarthritis: a systematic review of literature*. 2021 (soumis)
8. Soulard J., Vaillant J., Baillet A., Gaudin P., Vuillerme N., *The effects of a secondary task on gait in in axial spondyloarthritis*. 2021 (soumis)

Ce travail et a fait l'objet de communications orales à des congrès scientifiques français et internationaux :

9. Soulard, J., Vaillant, J., Agier, C.T., & Vuillerme, N., *Gait characteristics in patients with ankylosing spondylitis – a systematic review*. Communication orale, World Confederation for Physical Therapy (WCPT) Congress, Geneva, Switzerland, 10-13 mai 2019.
10. Soulard, J., Vaillant, J. & Vuillerme, N., *Intrasession reliability of spatiotemporal stride parameters measured with foot-worn inertial sensors during walking in patients with axial spondyloarthritis*. Communication orale. Congrès digital SOFMER & WCNR, Lyon, 7-10 octobre 2020.

Ce travail a fait l'objet de contributions scientifiques publiées dans des journaux français :

11. Guémann, M., Allet, L., Birnbaum, S., Davergne, T., Kubicki, A., Labat, T., Mambriani, A., Matéo, S., Moreau, P., Pairet-de-Fontenay, B., Regnaud, J.-P., Roren, A., Rostagno, S., Soulard, J., 2020. *Congrès de la confédération mondiale de physiothérapie (WCPT) à Genève du 10 au 13 mai 2019*. Kinésithérapie Rev. 20, 37–43. <https://doi.org/10.1016/j.kine.2019.08.001>

Des travaux complémentaires ont fait l'objet de contributions scientifiques publiées dans des journaux à comité de lecture :

12. Soulard, J., Huber, C., Baillieul, S., Thuriot, A., Renard, F., Aubert Broche, B., Krainik, A., Vuillerme, N., Jaillard, A., ISIS-HERMES Group, 2020. *Motor tract integrity predicts walking recovery: A diffusion MRI study in subacute stroke*. *Neurology* 94, e583–e593. <https://doi.org/10.1212/WNL.00000000000008755>
13. Baillet A., Soulard J., Gastaldi R., Baillieul S. *Activité physique au cours des rhumatismes inflammatoires*. *Revue du Rhumatisme Monographies*. 2021 <https://doi.org/10.1016/j.monrhu.2020.12.009>

Des travaux complémentaires ont fait l'objet de communications orales à des congrès scientifiques français et internationaux :

14. Soulard, J., Vaillant, J., Tardy, M., Froment Chovelon, A.E., & Vuillerme, N., *Effets de l'âge sur les paramètres spatio-temporels de la marche lors du test de marche de 6 minutes instrumenté*. Communication orale. 7èmes Journées Francophones de Kinésithérapie (JFK 2019) 'Évaluer pour mieux traiter', Montpellier, France, 14-16 février, 2019.
15. Soulard J. "*Evaluation instrumentée de la marche: intérêts et perspectives en pratique clinique*", 51ème journée de l'INK - Posture, Equilibre, Locomotion, 30 novembre 2019

Liste des abréviations

| | |
|--------|---|
| AQM | Analyse Quantifiée de la Marche |
| BASDAI | Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity |
| BASFI | Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index |
| BASMI | Bath Ankylosing Spondylitis Metrology Index |
| DMARDs | Disease Modifying Anti-Rheumatismal Drugs |
| EMG | Electromyographie |
| DTE | Effets de la double tâche |
| ICC | Coefficient de corrélation intraclasse |
| IRM | Imagerie par Résonance Magnétique |
| LOA | Limits of Agreement |
| MDC | Changement Minimum Détectable |
| SA | Spondylarthrite Ankylosante |
| SEM | Erreur Standard de Mesure |
| SI | Index de symétrie |
| SpA | Spondylarthrite axiale |
| SpA-nr | Forme non radiologique de la spondylarthrite axiale |
| SR | Ratio de symétrie |
| VS | Volontaires sains |

Liste des tables

| | |
|--|-----|
| Tableau 1. Critères d'inclusion et de non-inclusion des patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA) et des volontaires sains | 79 |
| Tableau 2. Paramètres spatio-temporels de la marche utilisés dans ce travail | 82 |
| Tableau 3. Caractéristiques cliniques et valeurs des paramètres spatio-temporels de la marche rapportées chez des patients atteints de spondylarthrite ankylosante (SA) comparativement à des volontaires sains (VS) | 166 |
| Tableau 4. Caractéristiques cliniques et valeurs des paramètres spatio-temporels de la marche rapportées chez des patients atteints de spondylarthrite ankylosante (SA) ou de spondylarthrite axiale (SpA) comparativement à des volontaires sains (VS) | 177 |
| Tableau 5. Caractéristiques cliniques et valeurs des paramètres spatio-temporels de la marche rapportées chez des volontaires sains (VS) comparativement à celles observées dans notre étude chez les volontaires sains et les patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA) | 182 |
| Tableau 6. Caractéristiques cliniques, protocoles d'évaluation de la marche et pourcentages de changement des paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche par rapport à la simple tâche chez des volontaires sains (VS) dans de précédentes études comparativement à ceux observés dans notre étude chez les volontaires sains et les patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA) | 184 |

Liste des figures

| | |
|---|-----|
| Figure 1. Classification des spondyloarthropathies et illustration de la population étudiée (spondylarthrite axiale)..... | 3 |
| Figure 2. Le cycle de marche | 11 |
| Figure 3. Illustration simplifiée d'un système d'analyse quantifiée de la marche | 13 |
| Figure 4. Principaux symptômes cliniques pouvant altérer la marche dans la spondylarthrite axiale .. | 21 |
| Figure 5. Description de la population d'étude selon les objectifs conduits dans ce travail doctoral ... | 78 |
| Figure 6. Test de marche de 10 mètres réalisé sur une distance de 14 mètres | 80 |
| Figure 7. Positionnement des capteurs inertiels (Physilog® 5) disposés sur les pieds | 81 |
| Figure 8. Synthèse des études s'intéressant à la marche et la spondylarthrite axiale ou ankylosante et tests utilisés | 165 |
| Figure 9. Reproductibilité relative (coefficients de corrélation intraclass-ICC) des paramètres spatio-temporels de la marche et de symétrie (ratio de symétrie – SR et index de symétrie – SI) lorsque la moyenne des paramètres est calculée à partir des essais 1 et 2, 1 et 3, 2 et 3 ou 1, 2 et 3 chez les volontaires sains (A,C) et les patients atteints de spondylarthrite axiale (B,D), en simple tâche (A,B) et double tâche (C,D) | 169 |
| Figure 10. Reproductibilité absolue (changement minimum détectable-MDC%) des paramètres spatio-temporels de la marche et de symétrie (ratio de symétrie – SR et index de symétrie – SI) lorsque la moyenne des paramètres est calculée à partir des essais 1 et 2, 1 et 3, 2 et 3 ou 1, 2 et 3 pour les volontaires sains (A,C) et les patients atteints de spondylarthrite axiale (B,D) en simple tâche (A,B) et en double tâche (C,D)..... | 171 |
| Figure 11. Graphiques de Bland et Altman pour la vitesse, la cadence et la longueur de l'enjambée chez les volontaires sains (bleu) et les patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA) (rouge) en simple tâche (A) et en double tâche (B) lorsque la moyenne des essais 2 et 3 était calculée..... | 174 |
| Figure 12. Graphiques en nuage de points représentant la reproductibilité absolue (MDC%) en fonction de la reproductibilité relative (ICC) chez les volontaires sains (A,C) et chez les patients atteints de SpA (B,D) pour chaque paramètre de marche en simple tâche (A,B) et en double tâche (C,D) lorsque la moyenne des essais 2 et 3 était calculée | 175 |
| Figure 13. Illustration d'un patron de marche "sain" (gauche) et "précautionneux" (droite) sur un temps fixe, caractérisé par une diminution de la vitesse de marche et de la cadence, une réduction de la longueur de l'enjambée et une augmentation du temps de double appui | 181 |

| | |
|--|-----|
| Figure 14. Histogrammes représentant les effets de la double tâche en pourcentage pour chaque individu pour les paramètres de vitesse, cadence et longueur de l'enjambée chez les volontaires sains et chez les patients atteints de spondylarthrite axiale..... | 185 |
| Figure 15. Représentation schématique des facteurs pouvant impacter le niveau d'interférence de la double tâche lors de la marche | 186 |
| Figure 16. Perspectives de l'étude FOLOMI | 194 |

Table des matières

| | | |
|-----------|--|----|
| Partie 1. | Introduction générale..... | 1 |
| 1.1. | Spondylarthrite axiale..... | 1 |
| 1.1.1. | Les spondyloarthropathies..... | 1 |
| 1.1.2. | La spondylarthrite axiale : diagnostique et épidémiologie..... | 1 |
| 1.1.3. | Spondylarthrite axiale : physiopathologie..... | 3 |
| 1.1.4. | Spondylarthrite axiale : manifestations cliniques..... | 4 |
| 1.1.5. | Spondylarthrite axiale : évaluation clinique..... | 5 |
| 1.1.6. | Spondylarthrite axiale : évolution et traitements..... | 6 |
| 1.2. | La marche..... | 8 |
| 1.2.1. | La marche : un acte majeur de la vie quotidienne..... | 8 |
| 1.2.2. | La marche : le 6 ^{ème} signe vital ?..... | 9 |
| 1.2.3. | L'évaluation de la marche..... | 10 |
| 1.2.4. | Implémenter l'analyse de la marche en pratique clinique..... | 14 |
| 1.2.5. | Evaluation de la marche en double tâche..... | 15 |
| 1.2.6. | Validité et reproductibilité des évaluations..... | 18 |
| 1.3. | Marche et spondylarthrite axiale..... | 20 |
| 1.4. | Problématique et objectifs scientifiques..... | 22 |
| Partie 2. | Etat de l'art sur la marche et la spondylarthrite axiale..... | 24 |
| 2.1. | Marche et spondylarthrite ankylosante..... | 24 |
| 2.2. | Marche et spondylarthrite axiale..... | 56 |
| Partie 3. | Méthodologie générale..... | 65 |
| 3.1. | Une étude prospective longitudinale : Fonction Locomotion Mesure Inflammation..... | 65 |
| 3.2. | Type d'étude..... | 77 |
| 3.3. | Population d'étude..... | 77 |
| 3.4. | Protocole expérimental..... | 79 |
| 3.5. | Matériel utilisé..... | 80 |
| 3.6. | Traitement des données et paramètres de marche utilisés..... | 81 |
| 3.7. | Analyse statistique des données..... | 83 |

| | | |
|-----------|--|-----|
| 3.7.1. | Reproductibilité intra-session des paramètres de marche sur une population saine et de patients atteints de spondylarthrite axiale..... | 83 |
| 3.7.2. | Etude de la marche dans la spondylarthrite axiale – effets de la douleur..... | 84 |
| 3.7.3. | Etude de la marche dans la spondylarthrite axiale – effets de la double tâche..... | 84 |
| Partie 4. | Contributions expérimentales..... | 85 |
| 4.1. | Reproductibilité intra-session des paramètres de marche sur une population saine et de patients atteints de spondylarthrite axiale..... | 85 |
| 4.2. | Etude de la marche dans la spondylarthrite axiale – effets de la douleur..... | 139 |
| 4.3. | Etude de la marche dans la spondylarthrite axiale – effets de la double tâche..... | 154 |
| Partie 5. | Discussion générale..... | 165 |
| 5.1. | Apports scientifiques de la thèse..... | 165 |
| 5.1.1. | La littérature sur les altérations de la marche des patients atteints de spondylarthrite axiale est pauvre..... | 165 |
| 5.1.2. | Les paramètres spatio-temporels de la marche sont reproductibles en intra-session chez les volontaires sains et les patients atteints de spondylarthrite axiale..... | 167 |
| 5.1.3. | La marche est altérée dans la spondylarthrite axiale avec un patron de marche plus précautionneux..... | 176 |
| 5.1.4. | Les patients atteints de spondylarthrite axiale présentent une altération de la marche comparable aux volontaires sains lorsqu'ils sont soumis à une double tâche..... | 182 |
| 5.2. | Apports cliniques de la thèse..... | 188 |
| 5.3. | Limites et perspectives..... | 189 |
| 5.3.1. | Limites..... | 189 |
| 5.3.2. | Perspectives de l'étude Folomi..... | 194 |
| 5.3.3. | Perspectives sur l'évaluation écologique de la mobilité..... | 196 |
| 5.4. | Conclusions..... | 198 |
| | Références..... | 200 |

Partie 1. Introduction générale

1.1. Spondylarthrite axiale

1.1.1. Les spondyloarthropathies

La spondyloarthropathie est un groupe de maladies inflammatoires rhumatismales ayant des caractéristiques physiopathologiques communes (Proft and Poddubnyy 2018). La spondyloarthropathie inclut différentes maladies telles que l'arthrite psoriasique, l'arthrite en relation avec la maladie inflammatoire de la vessie, l'arthrite réactive, un sous-groupe d'arthrite juvénile idiopathique et la spondylarthrite ankylosante (Dougados and Baeten 2011). Les manifestations cliniques de ces maladies peuvent être axiales, périphériques (arthrite périphérique, enthésopathie) ou extra-articulaires (uvéite, psoriasis, maladie inflammatoire de la vessie) (Dougados and Baeten 2011). La prévalence des spondyloarthropathies atteignait 0,20% dans le sud-est de l'Asie à 1,61% dans les communautés du nord de l'arctique (Stolwijk et al. 2016).

Un des arguments ayant permis de regrouper ces maladies est la présence de l'antigène HLA-B27 chez la majorité des patients atteints de spondyloarthropathie. Des rats transgéniques ayant l'antigène HLA-B27 ont en effet développé les mêmes caractéristiques cliniques que les hommes ayant une spondyloarthropathie (Hammer et al. 1990). L'antigène HLA-B27 est présent chez 80 à 90% des patients atteints de spondylarthrite ankylosante (SA) (Hammer et al. 1990). Cependant, celui-ci est présent chez 5 à 6% des populations blanches et seulement une petite proportion ont développé la spondylarthrite ankylosante suggérant que d'autres gènes pourraient être impliqués dans le développement de la maladie (Dougados and Baeten 2011).

Les rôles potentiels de l'antigène HLA-B27 ont été illustrés dans l'article de Dougados et coll. en 2011 (Dougados and Baeten 2011). Trois hypothèses principales sont décrites sur le rôle de cet antigène : 1) la présentation de peptides arthritogènes aux lymphocytes T auto-réactifs ; 2) la formation d'homodimères à chaîne lourde (activant les cellules tueuses naturelles) ; et 3) le pliage anormal du gène HLA-B27 dans le réticulum endoplasmique conduisant à une réponse protéique dépliée (Dougados and Baeten 2011). La 2ème et 3ème hypothèse restent les plus probables et la spondyloarthropathie pourrait être une maladie auto-inflammatoire plutôt qu'une maladie auto-immune induite par les lymphocytes T ou B (Dougados and Baeten 2011). En effet, la réactivité à un signal de danger mécanique ou bactérien par une réactivité immunitaire innée anormale pourrait être à l'origine de l'inflammation dans la spondyloarthropathie (Dougados and Baeten 2011).

1.1.2. La spondylarthrite axiale : diagnostique et épidémiologie

Les critères de Rome et de New York ont été développés dans les années 60 pour diagnostiquer la spondylarthrite ankylosante (SA) comme un sous-type de spondyloarthropathie (Rudwaleit et al. 2005). En 1984, les critères de New-York modifiés ont été développés et incluaient des critères cliniques et radiologiques (atteinte des sacro-iliaques) (van der Linden et al. 1984) avec une explication claire de la

douleur chronique inflammatoire du dos comme suggéré par Calin et al. (Calin et al. 1977). Les critères cliniques incluaient une douleur lombo-sacrée depuis plus de 3 mois améliorée par l'exercice et n'étant pas améliorée par le repos, une limitation de mobilité de la colonne lombaire dans le plan sagittal et frontal, et une limitation de l'expansion thoracique. En France, les critères définis par Bernard Amor en 1990 ont été longtemps utilisés et permettaient de classer les spondyloarthropathies avec une spécificité de 86,6% et une sensibilité de 90% (Amor et al. 1990).

Cependant, à partir des premiers signes cliniques, le diagnostic de SA pouvait prendre 5 à 9 ans selon la présence de l'antigène HLA-B27 ou non (Jaakkola et al. 2006; Dincer et al. 2008). Une nouvelle classification, publiée par l'*Assessment of SpondyloArthritis international Society* (ASAS) en 2009 a permis un diagnostic plus précoce des patients sans atteinte radiologique des articulations sacro-iliaques (Rudwaleit et al. 2009c). En effet, cette classification est basée sur le statut HLA-B27 ou une inflammation des articulations sacro-iliaques visible à l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), associés à 1 ou plusieurs manifestations cliniques (Rudwaleit et al. 2011).

Cette classification a permis d'identifier et de traiter des patients qui n'auraient pas pu bénéficier d'un traitement avec les critères modifiés de New York (Sieper et al. 2009). Sur un panel de patients avec une douleur lombo-sacrée, cette classification a permis un diagnostic de spondylarthrite chez 5% d'entre eux (Rudwaleit and Sieper 2012). Selon cette classification, la spondylarthrite peut être catégorisée en spondylarthrite axiale (SpA) avec une implication prédominante du squelette axial, ou en spondylarthrite périphérique avec majoritairement des manifestations périphériques ou extra-articulaires (arthrite, enthésite, dactylite, uvéite, psoriasis...) (Rudwaleit et al. 2011; Raychaudhuri and Deodhar 2014; Sieper and Poddubnyy 2017).

Comme indiqué sur la Figure 1, ce travail portera spécifiquement sur la spondylarthrite axiale (SpA). Dans la SpA, une forme radiologique (spondylarthrite ankylosante, SA) et une forme non-radiologique (SpA-nr) sont classiquement décrites et partagent des caractéristiques cliniques et physiopathologiques communes (Kiltz et al. 2012; Deodhar et al. 2016; Lockwood and Gensler 2017; Sieper et al. 2017; Noureldin and Barkham 2018; Akasbi et al. 2019). La SpA-nr peut être vue comme une forme précoce de la SpA et permettrait l'identification de la maladie dans son apparition précoce (Michelena et al. 2020). Cependant, les patients atteints de SpA-nr peuvent développer ou non des altérations du squelette axial et atteindre la forme radiologique de la SpA (SA) (Sieper and Poddubnyy 2017). Les critères ASAS bénéficient d'une bonne sensibilité (82%) et spécificité (88%) pour la SpA (Sepiano et al. 2017).

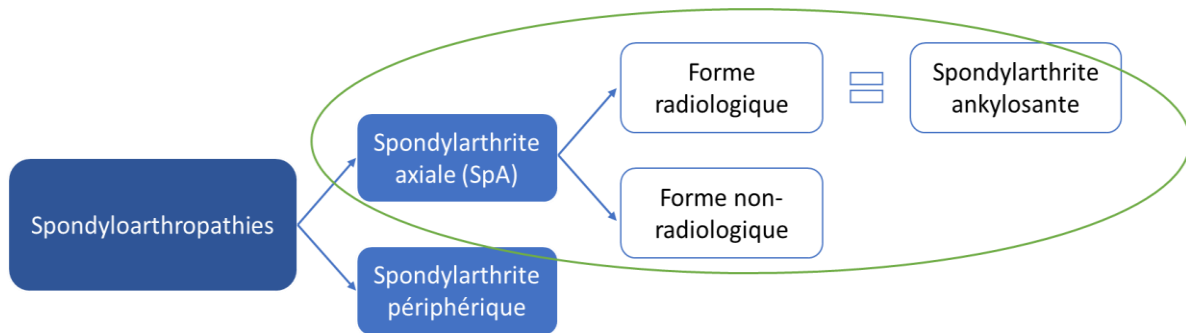


Figure 1. Classification des spondyloarthropathies et illustration de la population étudiée (spondylarthrite axiale)

Le diagnostic de la SpA se fait en général autour de 30 ans pour les SA (Rudwaleit et al. 2009a) et 33 ans pour les SpA-nr (Rudwaleit et al. 2009a), avec un ratio homme/femme de 2-3/1 pour la SA et de 1/1 pour la nr-axSpA (Rudwaleit et al. 2009a; van Tubergen 2015; Sieper and Poddubnyy 2017).

La prévalence de la SpA serait fortement dépendante de la prévalence de l'antigène HLA-B27 (Rudwaleit et al. 2011; Bakland et al. 2013). La prévalence de l'antigène HLA-B27 est estimée à entre 2 à 5% chez les saoudiens (Omaïr et al. 2017), marocains (Akassou et al. 2015), les américains mexicains aux Etats Unis (Reveille et al. 2012a) ou dans les populations arabes (Mustafa et al. 2012). La prévalence de l'antigène semble plus importante chez les blancs non hispaniques aux États-Unis d'Amérique (7,5%) (Reveille et al. 2012a), en Espagne (9,34%) (Fernández-Sueiro et al. 2004) ou dans les pays scandinaves (10-16%) (Gran et al. 1984). Dans la population européenne occidentale, la prévalence de l'antigène HLA-B27 est estimée entre 4 à 13% (Stolwijk et al. 2012). Sur une cohorte française d'une entreprise d'électricité et de gaz (n=20 625), la prévalence de l'antigène HLA-B27 était de 6,9% (Costantino et al. 2015).

La prévalence de la SA avait été étudiée dans 16 études (Bohn et al. 2018) et était estimée entre 0,0065% au Japon et 0,54% en Turquie (Bohn et al. 2018). La prévalence de la SpA a été investiguée seulement dans trois études (Bohn et al. 2018) et celle-ci était estimée à 0,13% en Norvège (Bakland et al. 2013), 0,69% aux Pays-Bas (van Hoeven et al. 2014) et 0,9 à 1,4% aux Etats-Unis (Reveille et al. 2012b). Cependant, de considérables différences dans les méthodologies utilisées pour évaluer la prévalence dans la SA et la SpA étaient retrouvées (e.g. méthodes de sélection, types d'études, critères de classification) (Bohn et al. 2018).

En France, sur une cohorte d'une entreprise d'électricité et de gaz, la prévalence des spondyloarthropathies était de 0,43% et des SA était de 0,31%. (Costantino et al. 2015). A notre connaissance, la prévalence de la SpA n'a pas encore été étudiée en France.

1.1.3.Spondylarthrite axiale : physiopathologie

Concernant la physiopathologie de la SpA, deux trajectoires de réponses inflammatoires, en lien avec les traitements développés, sont très étudiées ces dernières années (Sieper and Poddubnyy 2017). La première concerne l'axe liée au facteur de nécrose tumoral alpha (TNF- α) et la deuxième concerne l'axe

liée à l'Interleukin-23 et 17. Le stress mécanique semble aussi être important dans l'initiation de la réponse inflammatoire (Jacques et al. 2014) et pourrait expliquer pourquoi la maladie affecte principalement les parties portantes du squelette. En plus de l'inflammation, la fabrication d'os est aussi caractéristique de la SpA. Dans la SA, la fusion du cartilage et l'ankylose des facettes des vertèbres lombaires semblent venir de la dégénération du cartilage et non de l'hypertrophie des chondrocytes (Bleil et al. 2014). Au niveau moléculaire, la prolifération osseuse dans la SpA semble dirigée par une suite de cascades de réactions issues de plusieurs facteurs (facteur de croissance des fibroblastes, protéine morphogénétique osseuse...). La prolifération osseuse est inhibée par plusieurs molécules, dont la concentration semble faible dans la SA et associée à la formation de syndesmophytes (sclerostin (Appel et al. 2009) ou dickkopf 1 (Heiland et al. 2012)). D'autres facteurs semblent être également liés aux dommages structurels : *C-reactive protein* (Poddubnyy et al. 2012), *endothelial growth factor* (Poddubnyy et al. 2014), calprotectin (Turina et al. 2014) et pourraient permettre d'identifier les patients à haut risque de progression vers une atteinte spinale radiologique (Sieper and Poddubnyy 2017)

1.1.4.Spondylarthrite axiale : manifestations cliniques

Les principales manifestations cliniques de la SpA sont une douleur chronique et inflammatoire lombosacrée et une raideur, prédominant au pelvis et en lombo sacré (Sieper and Poddubnyy 2017). La raideur est typiquement présente le matin, et est améliorée par l'exercice et non par le repos. La douleur inflammatoire du dos peut parfois réveiller les patients durant la nuit (Sieper and Poddubnyy 2017). En lien avec l'inflammation, des lésions structurelles peuvent apparaître et entraîner une restriction de la mobilité de la colonne vertébrale (Sieper and Poddubnyy 2017), allant jusqu'à une colonne « bambou » caractérisée par une fusion des vertèbres (Sandal et al. 2018).

Des manifestations périphériques telles que l'arthrite ou l'enthésite (inflammation des enthèses i.e. : tendons, ligaments ou capsules articulaires) peuvent aussi être observées chez 30 à 50% des patients. Ces manifestations sont en général asymétriques et présentes principalement aux membres inférieurs avec des articulaires enflées et douloureuses (Sieper and Poddubnyy 2017). Des manifestations extra-articulaires comme l'uvéïte peuvent être également présentes de façon limitée dans le temps mais avec une apparition aiguë et unilatérale, alternant d'un œil à l'autre (Sieper and Poddubnyy 2017). La SpA est également associée à la dépression (Garrido-Cumbrera et al. 2019), la fatigue (Connolly et al. 2019) et la diminution de la qualité de vie (Rosenbaum et al. 2019). L'activité de la maladie est fortement reliée à la qualité de vie (Imkamp et al. 2018).

La SpA est une maladie touchant une population active (âge de début de la maladie < 45 ans (Rudwaleit and Sieper 2012)), et pouvant avoir des conséquences sur les capacités et la productivité au travail, l'absentéisme, et avec des conséquences sur la qualité de vie et le bien être psychologique (Martindale et al. 2015; Strand and Singh 2017; Packham 2018). En effet, dans une étude conduite sur des hommes ayant une SpA, 45% avaient changé de travail pour un travail moins demandant physiquement, et 24% étaient en incapacité à cause de leur SpA (Cakar et al. 2009). L'impact économique des limitations au

travail dans la SpA est majeur, notamment en lien avec l'âge jeune de diagnostic (Fabreguet et al. 2012). Certaines échelles, comme l'*ankylosing spondylitis work instability scale* (AS-WIS), peuvent évaluer les difficultés au travail dans la SpA et seraient prédictives du risque de répercussions néfastes de la maladie sur le travail (arrêt de travail, incapacité, chômage...) (Cucos et al. 2020). Cependant, les traitements, permettant une diminution des conséquences fonctionnelles de la maladie, ont amélioré significativement la participation au travail et aux activités de loisirs (Osterhaus and Purcaru 2014).

1.1.5.Spondylarthrite axiale : évaluation clinique

L'évaluation clinique des patients atteints de SpA s'intéresse à plusieurs domaines dont par exemple la douleur, l'activité de la maladie, les conséquences physiques ou fonctionnelles de la maladie ou les limitations articulaires.

La douleur est une part importante de la plainte des patients atteints de SpA. La douleur est caractérisée comme « sourde », souvent en lombo-sacré (Harper and Reveille 2009). Cette douleur est classiquement inflammatoire et caractérisée par une apparition de la douleur avant 35 ans, un début insidieux, une raideur matinale persistant plus de 30 minutes, une amélioration par le mouvement par l'exercice et non par le repos, une douleur alternante dans la fesse et un réveil en deuxième partie de nuit (Rudwaleit et al. 2006). La douleur doit être évaluée à différents moments (nuit, jour) et localisations (dos, articulations périphériques) (Sieper et al. 2009). L'intensité et la localisation de la douleur peuvent être évalués grâce à une échelle numérique ou visuelle analogique (Boonstra et al. 2008) associée à un schéma des zones douloureuses (Escalante et al. 1995). La raideur matinale peut être évaluée par une échelle numérique ou visuelle analogique (Sieper et al. 2009)

L'activité de la maladie est classiquement évaluée par un auto-questionnaire, le *Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity* (BASDAI). Cette échelle consiste en six échelles visuelles analogiques investiguant (1) la fatigue, (2) la douleur du dos, (3) la douleur des articulations périphériques, (4) les zones sensibles au toucher, (5) l'intensité de la raideur matinale, (6) la durée de la raideur matinale. Des scores élevés sont associés à une augmentation de l'activité de la maladie (Zochling 2011) avec un score inférieur à 4/10 associé à une faible activité et un score supérieur ou égal à 4/10 associé à une activité importante de la maladie. Le BASDAI est valide et reproductible (Calin et al. 1999) et est le score le plus utilisé en recherche et en pratique clinique (Dernis et al. 2007; Sengupta and Stone 2007; Tubergen and Landewé 2009; Zochling 2011).

De nouveaux scores concernant l'activité de la maladie ont aussi vu le jour et prennent en compte la concentration de C-Reactive Protein (ASDAS-CRP) ou la vitesse de sédimentation (ASDAS-ESR) (Lukas et al. 2009). Un score inférieur à 1,3 est considéré comme une inactivité de la maladie alors qu'un score entre 2,1 et 3,5 est considéré comme une haute activité de la maladie et un score supérieur à 3,5 comme une très haute activité de la maladie (Machado et al. 2018).

Les conséquences physiques et fonctionnelles de la maladie sont évaluées par le *Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index* (BASFI). Cette échelle est constituée de dix échelles visuelles analogiques,

dont huit s'intéressant à la fonction physique (mettre ses chaussettes, se pencher pour ramasser un stylo, atteindre un objet sur une étagère, se lever d'une chaise, se relever du sol, tenir sans support pendant 10 minutes, monter les escaliers, regarder au-dessus de l'épaule) et deux s'intéressant à la capacité du patient à réaliser ses activités de la vie quotidienne (faire des choses intenses et faire une journée entière d'activités). Un score sur 10 est ensuite calculé. Un score élevé reflète des conséquences fonctionnelles importantes (Zochling 2011; Boonen et al. 2015). Le BASFI est valide et reproductible (Zochling 2011) et couramment utilisé en recherche et pratique clinique (Tubergen and Landewé 2009; Zochling 2011; Braun et al. 2014; Packham 2018). Dans la SpA, le BASFI semble être relié à la perte de productivité au travail et à l'absentéisme (de Hooge et al. 2016), à la qualité de vie (López-Medina et al. 2018), ou à la dépression (Zhao et al. 2018) et constitue un prédicteur majeur du coût médical total des patients atteints de SA (Ward 2002a). Les facteurs reliés au BASFI ont été principalement étudiés dans la SA, avec l'âge, le tabac ou le support social en lien avec une modification du BASFI (Ward 2002b).

Afin d'évaluer la mobilité du dos, l'expansion thoracique, la flexion lombaire (Schober modifié), la distance occiput-mur, la rotation cervical et l'inclinaison latérale spinale peuvent être évalués (Sieper et al. 2009). Ces tests ont été regroupés dans un score global, le *Bath Ankylosing Spondylitis Metrology Index* (BASMI) (Sieper et al. 2009). Cinq mesures sont réalisées par un kinésithérapeute ou un médecin : la flexion lombaire latérale, la distance tragus – mur, la flexion lombaire (Schober modifié), la distance maximale inter-malléolaire et la rotation cervicale. Chaque mesure est ensuite cotée à 0, 1 ou 2 pour un score allant de 0 (pas de limitation) à 10 (limitation sévère) (Sieper et al. 2009). La validité de contenu, de construit et sur critère du BASMI était considérée comme bonne ainsi que la reproductibilité inter-observateur et intra-observateur (Zochling 2011). Le BASMI était également sensible au changement et est considérée comme sensible et reproductible pour une utilisation en pratique clinique (Zochling 2011). Cependant, la durée de réalisation du test (jusqu'à 10 minutes) pourrait limiter son utilisation en clinique (Zochling 2011). L'ampleur de l'atteinte périphérique articulaire et des enthèses peut être évaluée par le nombre d'articulations enflées (sur 44 articulations) (Sieper et al. 2009)

1.1.6. Spondylarthrite axiale : évolution et traitements

Evolution

La SpA est marquée par des périodes alternatives de poussées et de stabilité de la maladie, contribuant à la difficulté de prédiction de l'évolution de la maladie (Stone et al. 2008). Certains prédicteurs de l'avancement de la maladie vers la forme radiologique (SA) sont la présence de syndesmophytes (Poddubnyy et al. 2012), une inflammation étendue et active des sacro-iliaques à l'IRM (Oostveen et al. 1999; Bennett et al. 2008), la présence de l'antigène HLA-B27 (Bennett et al. 2008), le sexe masculin (Rudwaleit et al. 2009a), la consommation de tabac (Poddubnyy et al. 2012) ou la concentration élevée de *protéine C-réactive* (Poddubnyy et al. 2011, 2012). Cependant, l'évolution naturelle de la SpA n'est pas complètement comprise (Garg et al. 2014).

De plus, la SpA peut être associée à d'autres comorbidités (61% avec au moins une comorbidité) comme l'hypertension artérielle, la dépression ou l'anxiété (Zhao et al. 2019b). Certaines de ces comorbidités (dépression-anxiété, syndrome de vessie irritable et fibromyalgie) étaient associées à une moins bonne santé et à une augmentation de la sévérité de la SpA (Zhao et al. 2019b). La prévalence de la dépression serait supérieure à la population générale avec une dépression « modérée » qui pourrait concerner 40% des patients atteints de SA (Parkinson et al. 2020). En plus de facteurs comme le stress ou les facteurs socio-économiques, l'augmentation du risque de dépression dans la SpA pourrait être associée aux caractéristiques de la maladie comme l'activité de la maladie, la qualité de vie, la fatigue ou les troubles du sommeil (Parkinson et al. 2020).

Traitements

Le traitement de la SpA repose sur une coopération pluridisciplinaire des professionnels de santé. Il comprend une composante non médicamenteuse (kinésithérapie, activité physique, éducation) et une composante médicamenteuse. Le traitement des patients doit être individualisé et adapté en fonction des signes cliniques au moment de l'évaluation, des symptômes de la maladie (axiaux, périphériques, extra-articulaires) et en fonction des caractéristiques des patients (comorbidités et risque psycho-sociaux) (van der Heijde et al. 2017). Un monitoring régulier des patients est nécessaire pour évaluer l'évolution de la maladie et les effets des traitements (van der Heijde et al. 2017).

La composante non médicamenteuse consiste en partie à éduquer les patients, les encourager à faire de l'exercice régulièrement et à arrêter de fumer (van der Heijde et al. 2017). La pratique régulière d'exercice physique, par ses propriétés anti-inflammatoires est un traitement important pour de nombreuses maladies rhumatismales (Gleeson et al. 2011). L'exercice induit un relâchement d'interleukine-6 dans la circulation grâce à la contraction musculaire et une augmentation successive du taux circulant d'antagonistes des récepteurs IL-10 et IL-1, l'augmentation du nombre circulant de lymphocyte T régulateurs sécrétant l'IL-10, la régulation à la baisse de l'expression des récepteurs de type Toll sur les monocytes et l'inhibition des réponses en aval (production de cytokines pro-inflammatoires par ex) (Gleeson et al. 2011).

La prise en charge par un kinésithérapeute est parfois à envisager (van der Heijde et al. 2017). La prise en charge kinésithérapique se base sur l'éducation (Perrotta et al. 2019), la promotion de l'activité physique et la prescription d'exercices sur quatre domaines : aérobie (cardio-respiratoire), résistance (force), souplesse et les exercices neuro-moteurs (Osthoff et al. 2018; Martey and Sengupta 2020). Les étirements, la respiration, le travail de l'extension et de la mobilité spinale et la balnéothérapie font également partie de l'arsenal thérapeutique du kinésithérapeute (National Institute for Health and Care Excellence 2017). La société française de rhumatologie insiste sur une prise en charge alliant l'amélioration de la qualité de vie, le maintien ou la restauration des capacités fonctionnelles et la participation aux activités sociales (Wendling et al. 2018). Si le traitement non pharmacologique pourrait avoir moins d'effets physiologiques que les traitements médicamenteux (Regel et al. 2017), il reste un

traitement clé de la SpA. En effet, par rapport aux traitements médicamenteux, l'exercice a un coût beaucoup plus faible, des effets indésirables limités et avec des bénéfices additionnels sur la santé et le bien être (Fragoulis and Siebert 2020).

Le traitement médicamenteux de première ligne pour les patients souffrant de douleur et de raideur est l'utilisation d'anti-inflammatoires non stéroïdiens. Des antalgiques, tels que le paracétamol ou des opioïdes peuvent être utilisées en cas de douleurs résiduelles après les anti-inflammatoires non stéroïdiens. L'injection locale de glucocorticoïdes est également à considérer mais ne doit pas se transformer en utilisation à long terme d'injection systémique (van der Heijde et al. 2017).

Depuis quelques années et en lien avec la physiopathologie de la SpA, des traitements de fond ont également vu le jour. Les *conventional synthetic Disease Modifying Anti-Rheumatismal Drugs* (csDMARDs) sont principalement délivrés pour les atteintes périphériques de la SpA et comprennent la sulfasalazine (anti-inflammatoire intestinal) et le méthotrexate (inhibe la réduction de l'acide folique et la prolifération des cellules tissulaires) (VIDAL 2020).

Ensuite, des *biological DMARDS* (bDMARDS) sont conseillés chez les patients avec une activité sévère persistante de la maladie. Ils sont recommandés pour les formes radiologiques de la SpA, et recommandés pour la forme non-radiologique si la CRP est élevée ou si une inflammation est présente à l'IRM (van der Heijde et al. 2017). Les bDMARDS comprennent les anti-TNF- α et les anti-interleukines-17-A. Les anti-TNF- α agissent spécifiquement sur la production de la cytokine TNF- α régulant l'inflammation, l'hématopoïèse et la réponse immunitaire. Certains médicaments diminuent la production de TNF- α (thalidomide). D'autres molécules (infliximab, adalimumab, certolizumab) neutralisent le TNF- α après sa production en se liant aux molécules pour les empêcher de se fixer à leurs récepteurs. L'étanercept est une protéine de fusion qui bloque le récepteur du TNF- α . Les anti IL-17 (secukinumab) sont plus récents et sont conseillés en seconde intention après les anti-TNF- α (van der Heijde et al. 2017). Ils se lient de façon sélective à l'interleukine-17A (cytokine pro-inflammatoire) et la neutralisent (VIDAL 2020). Les chirurgies (prothèse totale de hanche notamment) sont à considérer chez les patients avec des douleurs ou incapacités réfractaires, avec une évidence radiologique de dommage structural (van der Heijde et al. 2017)

1.2. La marche

1.2.1. La marche : un acte majeur de la vie quotidienne

La marche est une fonction essentielle de l'être humain. Loin de la vitesse de la course, la marche peut amener les écrivains vers de meilleurs livres ou les philosophes vers des pensées plus profondes. La pratique de la marche comme loisirs est en augmentation constante, avec par exemple, la marche spirituelle, la marche nordique, ou la randonnée.

Cependant, avec l'âge ou certaines pathologies, la marche peut devenir difficile et même un trajet quotidien de la maison vers certains commerces peut être contraint (Boyer et al. 2017; Paraskevoudi et

al. 2018). Les difficultés liées à la marche peuvent alors entraîner une perte de l'indépendance et de l'autonomie. La marche est aussi un marqueur important de la participation sociale. Le risque d'avoir une limitation de la participation sociale était trois fois plus important chez les personnes ayant une vitesse de marche inférieure à 1 m/s (Warren et al. 2016). Marcher de façon indépendante est une des activités de base de la vie quotidienne en plus de se nourrir, s'habiller, faire sa toilette, être continent et aller aux toilettes (Edemekong et al. 2020). L'incapacité à accomplir ces activités essentielles de la vie quotidienne est prédictive de la nécessité de modifications des conditions de vie, de l'entrée en établissement d'hébergement pour personnes âgées dépendantes, ou d'une hospitalisation. Elle est aussi associée à une diminution de la qualité de vie (Edemekong et al. 2020).

En rééducation, la marche est un objectif majeur chez le sujet âgé (Newman et al. 2006; Cruz-Jimenez 2017) et dans plusieurs pathologies neurologiques (accident vasculaire cérébral (Eng and Tang 2007) ou orthopédiques (Bahl et al. 2018)). La marche est une activité fonctionnelle complète, pouvant être influencée par de nombreux facteurs comme le contrôle moteur (Meysn et al. 2019), la force musculaire (Buchner et al. 1996; Anderson and Pandy 2003; Ostchega et al. 2004), la fonction sensitive et/ou perceptive (Wuehr et al. 2014), l'équilibre (Al-Momani et al. 2016; Yiou et al. 2017; Osoba et al. 2019), le niveau d'endurance (Danielsson et al. 2011) ou cardio-respiratoire (Kelly et al. 2003; Colburn et al. 2017), le statut cognitif (Yang et al. 2020), la motivation et la santé mentale (Zhao et al. 2019a; Belvederi Murri et al. 2020). Avant de débiter la rééducation, une évaluation précise des déficiences de structure et de fonction, telles que les amplitudes articulaires, la force musculaire des membres inférieurs, du tronc et des ceintures pelviennes et scapulaires, la sensibilité superficielle et profonde, mais aussi l'équilibre dynamique ou les capacités cardio-vasculaires, est nécessaire (Eng and Tang 2007). L'identification des déficiences permet de formuler des hypothèses interprétatives sur les conséquences de chacune d'elles sur la marche pour ensuite mettre en place une rééducation adaptée pour diminuer les limitations d'activité et restrictions de participation (Rauch et al. 2008; Moissenet and Armand 2015).

1.2.2. La marche : le 6^{ème} signe vital ?

Le nombre d'articles publiés en lien avec la marche a considérablement augmenté ces dernières années (947 articles « Gait » sur Pub Med en 2000 contre 5565 articles en 2019). En pratique, la marche permet les déplacements dans la vie quotidienne et vers le travail ou les activités de loisirs. La vitesse de marche pourrait même être considérée comme le 6^{ème} signe vital à côté de la fréquence cardiaque, la tension artérielle ou la température (Fritz and Lusardi 2009).

De plus en plus d'études mettent en évidence l'intérêt d'évaluer la marche pour prédire l'état physique ou fonctionnel du sujet âgé ou de plusieurs populations pathologiques (Cesari et al. 2005; Montero-Odasso et al. 2005; Abellan van Kan et al. 2009; Karpman and Benzo 2014). Il a été démontré que la marche permettait de distinguer différentes catégories de patients fibromyalgiques (Auvinet et al. 2011). La marche permet également de prédire l'évolution des capacités fonctionnelles des patients au cours des prochains mois. Par exemple, la marche pouvait prédire l'évolution fonctionnelle de patients

insuffisants respiratoires (Karpman and Benzo 2014) ou sortants des urgences de l'hôpital (Afilalo et al. 2020), prédire le risque de chute (Barak et al. 2006; Menant et al. 2014; Modarresi et al. 2018; Bet et al. 2019; Gillain et al. 2019; Bower et al. 2019; Rodríguez-Molinero et al. 2019; Patel et al. 2020; Job et al. 2020), les limitations articulaires des membres inférieurs (Cesari et al. 2005), le handicap (Abellan van Kan et al. 2009; Doi et al. 2020), la fragilité du sujet âgé (Schwenk et al. 2014; Clegg et al. 2015; Pamoukdjian et al. 2015), ou la capacité d'exercice physique chez le patient avec une pathologie chronique obstructive (Karpman and Benzo 2014). La marche peut même être utilisée pour discriminer le potentiel des patients à se rééduquer (Goldie et al. 1996).

En plus de prédire l'évolution fonctionnelle des patients, la marche pourrait être un prédicteur du devenir des patients, avec une prédiction possible du changement de statut de santé chez des patients avec un cancer (Verweij et al. 2016), d'une hospitalisation (Studenski et al. 2003; Montero-Odasso et al. 2005), du devenir lors de la sortie d'hospitalisation (Rabadi and Blau 2005; Pavon et al. 2017) et même de la mortalité (Hardy et al. 2007; Franklin et al. 2015; Boulahssass et al. 2018; Rodríguez-Molinero et al. 2019; Karege et al. 2020; Lee 2020). La marche pourrait même identifier de façon précoce certaines pathologies comme la démence (Kikkert et al. 2016; Beauchet et al. 2016; De Cock et al. 2019) ou la maladie de Parkinson (Del Din et al. 2019)

1.2.3. L'évaluation de la marche

L'analyse de la démarche, qui fait référence à la manière ou au style de marcher, est utilisée pour évaluer, détecter ou suivre l'évolution de l'âge ou d'une pathologie (Cimolin and Galli 2014). La marche utilise une répétition de séquences des segments corporels pour déplacer le corps vers l'avant, tout en maintenant l'équilibre (Perry and Burnfield 2010). La marche nécessite de la stabilité pour fournir un support antigravitaire, la mobilité des segments, et un contrôle moteur pour les transferts du poids du corps d'un membre vers l'autre.

Le cycle de marche est subdivisé en deux phases qui sont représentées sur la Figure 2 : une phase d'appui quand le pied est en contact avec le sol et une phase oscillante, quand le pied se déplace vers l'avant sans appui sur le sol. La phase d'appui comprend une phase de double appui de réception, puis de simple appui, puis de double appui de propulsion. Pour une marche physiologique, la phase oscillante correspond à environ 40% du cycle de marche et la phase d'appui à 60% du cycle de marche, dont 20% de double appui. La phase oscillante comprend une phase d'accélération du membre oscillant, puis une phase de décélération où le membre ralentit pour préparer le prochain contact.

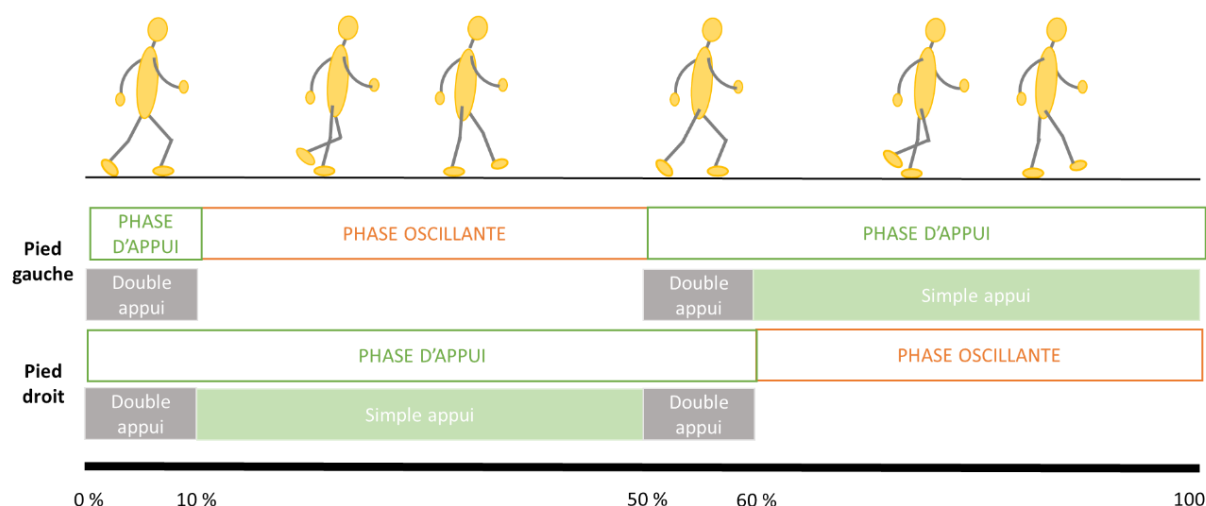


Figure 2. *Le cycle de marche*

La marche peut être évaluée par des tests cliniques (test de marche de 10 mètres, test de marche de 6 minutes...) ou par des tests instrumentés par l'utilisation de matériel d'analyse du mouvement.

Evaluation clinique

L'évaluation clinique commence par une évaluation qualitative et visuelle de la marche (Lindemann 2020). La marche peut être évaluée de façon qualitative grâce à l'œil du clinicien expert qui pourra identifier une « boiterie » et mettre en évidence par exemple une esquivance d'appui, un *recurvatum* ou un déficit de propulsion lors de la phase d'appui ou un fauchage lors de la phase oscillante.

Plusieurs tests cliniques sont ensuite disponibles pour quantifier plusieurs aspects de la marche comme la vitesse de marche, la distance parcourue en un certain temps ou un score de qualité de marche. Il s'agit par exemple du test de marche de 10 mètres, du test de marche de 6 minutes ou du test de Tinetti. Le test de marche de 10 mètres consiste à marcher à vitesse confortable ou rapide sur une distance de 10, 12 ou 14 mètres selon les protocoles. L'évaluateur chronomètre le temps pour réaliser les 10 mètres et déduit la vitesse de marche. Un départ statique entraîne une diminution significative de la vitesse de marche (Amatachaya et al. 2019). Le fait d'utiliser 12 ou 14 mètres permet de laisser aux participants une phase d'accélération ou de décélération. Des adaptations de ce test sur 4 ou 6 mètres ont également été développées pour faciliter son utilisation dans des espaces réduits mais la validité de ces tests était moins bonne que celle du test de marche de 10 mètres (Peters et al. 2013).

Le test de marche de 6 minutes consiste à couvrir la plus grande distance possible en 6 minutes, sans courir. Il s'agit d'un test d'endurance sous maximal des capacités fonctionnelles, développé initialement pour étudier l'évolution des pathologies respiratoires (ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories 2002). Ce test évalue les réponses des systèmes impliqués dans l'exercice, dont les systèmes cardio-vasculaires et pulmonaires, la circulation systémique et périphérique, le sang, les unités neuromusculaires et le métabolisme musculaire (ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories 2002). La majorité des activités de

la vie quotidienne étant réalisées à des niveaux d'efforts sous maximaux, le test de marche de 6 minutes reflèterait le niveau d'exercice fonctionnel des activités de la vie quotidienne (ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories 2002). Les recommandations conseillent de réaliser le test de marche de 6 minutes sur une distance de 30 mètres mais plusieurs variantes sur 10 ou 20 mètres ont été développées entraînant une réduction de la distance totale parcourue (Ng et al. 2013). De plus, les instructions à donner aux participants sont de marcher « aussi loin que possible » (ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories 2002), mais l'utilisation de marcher « aussi vite que possible » induisait une augmentation de la distance parcourue (Weir et al. 2013).

Le test de Tinetti consiste à réaliser un Timed Up and Go (se lever d'une chaise, marcher 3 mètres, faire demi-tour et revenir s'asseoir) puis l'évaluateur note la capacité du patient à tenir assis, se lever, tenir en équilibre debout, marcher faire demi-tour et se rasseoir. Lors de la marche, son initiation, la longueur, hauteur, symétrie de chaque pas, la continuité des pas et la largeur des pas sont évalués de 0 à 1, et l'écartement du chemin et la stabilité du tronc de 0 à 2. Le score total du Tinetti est de 28 points. Il permet d'évaluer le risque de chute du sujet âgé (Tinetti et al. 1986; Raïche et al. 2000).

Les tests cliniques sont couramment utilisés en pratique clinique pour évaluer la marche car ils sont faciles à réaliser par des évaluateurs entraînés et ne nécessitent pas d'équipements sophistiqués (Mariani et al. 2010). Ils restent cependant dépendants de l'expérience de l'évaluateur (Mariani et al. 2010) et les protocoles utilisés ne sont pas toujours standardisés (Dunn et al. 2015). De plus, ils ne permettent pas d'évaluer précisément et de comprendre le patron de marche et ses altérations (Swanson et al. 2019).

Analyse quantifiée de la marche

Des évaluations de laboratoires sont alors utilisées pour mieux comprendre la cinétique et cinématique de marche et pour avoir une évaluation plus précise, plus sensible et plus objective de la marche avec, par exemple, une analyse quantifiée de la marche (Cimolin and Galli 2014; Pistacchi et al. 2017).

L'analyse quantifiée de la marche (AQM), illustré sur la Figure 3, consiste en l'utilisation de matériel vidéo associé à des capteurs optoélectroniques (actifs ou passifs) disposés sur différentes parties du corps (Armand et al. 2015). Un système d'électromyographie (EMG) et des plateformes de force peuvent être associés. Des tapis ou semelles de pression ou des accéléromètres peuvent parfois compléter l'analyse. Les capteurs optoélectroniques doivent être visibles par au moins deux caméras pour reconstituer les trois dimensions de l'espace. Cependant, certains capteurs peuvent être occultés par des segments corporels durant le mouvement. C'est pourquoi, 6 à 12 caméras peuvent composer un système d'AQM. L'AQM peut permettre de mesurer les paramètres spatio-temporels de la marche (e.g. : temps, vitesse, longueur du pas...), la symétrie (e.g. : temps, longueur de chaque pas) ou la régularité (e.g. : variabilité du temps et de la longueur du pas) de la marche. L'AQM permet également de mesurer les paramètres cinématiques de la marche (e.g. : angles de mobilité des articulations) et la coordination entre les ceintures scapulaires et pelviennes. Lorsqu'elle est associée à une plateforme de force, l'AQM

permet de mesurer les moments ou la puissance articulaire ainsi que la force de réaction lors de la phase d'appui et la position du centre de pression. L'EMG permet d'explorer les actions musculaires responsables du mouvement.

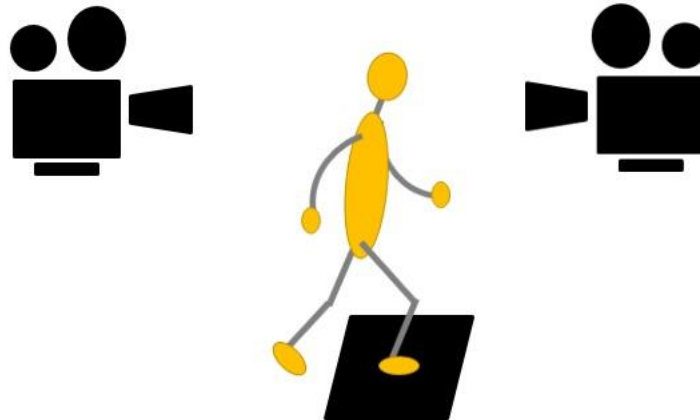


Figure 3. *Illustration simplifiée d'un système d'analyse quantifiée de la marche*

Cependant, les systèmes d'AQM sont très coûteux et peu accessibles à la pratique clinique (Iosa et al. 2016). Ils sont principalement utilisés en recherche dans des laboratoires spécialisés se rapprochant peu de la marche physiologique en vie quotidienne. Si des milliers d'articles ont contribué à l'amélioration de la collecte des données et de leur interprétation pour mieux comprendre les pathologies de la marche et leurs traitements, peu d'études ont démontré l'efficacité de l'évaluation de laboratoire pour modifier ou renforcer les décisions thérapeutiques, améliorer la confiance des cliniciens dans la planification de leur traitement ou pour augmenter l'accord entre les différents cliniciens dans le but d'améliorer la santé des patients (Wren et al. 2020).

De plus, la marche en laboratoire est en général évaluée sur des distances courtes, alors que de longues distances permettent une meilleure classification des patients (Carvalho et al. 2010; Najafi et al. 2013). Si l'utilisation d'un tapis roulant associé à l'AQM permettrait d'évaluer la marche sur de plus longues distances, certaines études ont montré que les caractéristiques de marche pouvaient différer par rapport à la marche sur le sol avec notamment une modification des paramètres spatio-temporels (diminution longueur du pas et augmentation de la cadence) (Watt et al. 2010; Terrier and Dériaz 2011; Row Lazzarini and Kataras 2016) et l'apparition d'une marche précautionneuse sur le tapis roulant (Yang and King 2016) avec une augmentation de la stabilité et de la rythmicité associées à une diminution de la variabilité (Dingwell et al. 2001; Row Lazzarini and Kataras 2016). D'autres auteurs ont également identifié une modification des paramètres cinématiques sur le tapis roulant avec une diminution de l'amplitude des articulations et des moments (Watt et al. 2010). De plus, la mise en place du matériel sur le participant peut être longue et nécessite que certains segments des participants soient dévêtus. Cela limite le volume de personnes pouvant être évaluées d'autant plus que l'analyse des données peut

être longue et nécessite des ingénieurs spécialisés. Coûteuses en temps et en argent, ces évaluations sont donc difficilement applicables à une routine clinique ; les cliniciens recherchant du matériel bon marché, rapide et facile à utiliser (Proessl et al. 2018; Swanson et al. 2019).

Evaluation instrumentée de la marche

Les récentes avancées technologiques sur les dispositifs médicaux ont permis de démocratiser l'évaluation de la marche en pratique clinique et/ou dans un environnement écologique grâce aux capteurs inertiels (Kavanagh and Menz 2008; Iosa et al. 2016). Les « *Inertial Measurement Units* » ou IMUs sont des capteurs regroupant des accéléromètres et gyroscopes dans les 3 directions, parfois associés à des magnétomètres. Les IMUs sont devenus abordables, faciles à utiliser, transportables et peuvent être utilisés pour une technologie embarquée d'évaluation de la marche (Baker 2006). En effet, ils permettent de mesurer les paramètres spatio-temporels de la marche, mais aussi commencent à pouvoir évaluer la cinématique de marche (Ismailidis et al. 2020). Les IMUs sont de plus en plus populaires et leur usage se rapproche de la pratique clinique (Iosa et al. 2016).

A partir des signaux d'accélération et de gyroscopes, les paramètres spatiotemporels de marche tels que la vitesse, la longueur de l'enjambée ou la cadence, peuvent être calculés. Une évaluation du temps passé en phase oscillante, en phase d'appui, ou de double appui peut également être donnée. A partir des paramètres spatio-temporels, la symétrie (du temps ou de la longueur de chaque pas) ou la régularité (variabilité du temps ou de la longueur de l'enjambée) peuvent être calculés (Lindemann 2020). Si les IMUs sont disposés sur le pied, il est aussi possible de mesurer les paramètres du pied comme l'angle d'attaque du pied ('*clearance*') ou le temps passé en phase d'attaque du pas, de pied à plat et de propulsion durant la phase d'appui du pied au sol (Mariani et al. 2012; Dadashi et al. 2014). Cependant, les IMUS ne permettent pas à ce jour de mesurer le paramètre de largeur du pas qui est un indicateur de l'équilibre dynamique (Lindemann 2020) contrairement aux plateformes électroniques telles que Gaitrite®.

1.2.4. Implémenter l'analyse de la marche en pratique clinique

L'évaluation de la marche apparaît comme un indicateur clé de l'état de santé. Sa généralisation en pratique clinique pourrait permettre d'identifier précocement certaines maladies, évaluer leur sévérité, améliorer leur suivi, et prédire les résultats d'une intervention (Baker et al. 2016).

L'évaluation visuelle de la marche apparaît peu reproductible (Saleh and Murdoch 1985; Wren et al. 2005) et dépend de l'expérience des kinésithérapeutes, de leur entraînement, de leur connaissance sur la marche, qui vont varier selon les services cliniques où ils exercent (Toro et al. 2003). Une évaluation objective et standardisée permet de mettre en place un traitement adapté et individualisé à chacun, avec la possibilité de quantifier les effets de celui-ci. L'évaluation par une AQM permet d'identifier les paramètres cinétiques et cinématiques de la marche pour une compréhension globale des caractéristiques de marche et des stratégies compensatoires (Baker et al. 2016). Cependant, le matériel nécessaire pour l'AQM peut être coûteux et son application en pratique clinique est faible. Les facteurs pouvant

contribuer à la non-utilisation de l'AQM en pratique clinique pourraient être le manque de temps, le manque d'équipements, des espaces inadaptés, ou le manque de connaissances pour interpréter ces évaluations (Cesari et al. 2005; Fritz and Lusardi 2009).

La vitesse de marche, issue par exemple du test de marche de 10 mètres, apparaît comme un marqueur important de l'état de santé et est régulièrement réalisé en pratique clinique (Fritz and Lusardi 2009). Cependant, des paramètres de marche comme la longueur de l'enjambée, la cadence ou le temps de double appui permettent une caractérisation plus fine des déficiences à l'origine d'une altération de la vitesse de marche. L'utilisation des capteurs inertiels intégrés à des tests cliniques réalisés couramment pourrait permettre d'augmenter l'applicabilité de l'évaluation de la marche en pratique clinique. La validité et la reproductibilité des capteurs inertiels pour évaluer les paramètres spatio-temporels de la marche était considérée comme bonne dans une revue systématique récente sur des personnes en bonne santé (Kobsar et al. 2020). Leur précision, leur utilisabilité, et leur transportabilité en font des méthodes prometteuses pour l'évaluation de la marche (Muro-de-la-Herran et al. 2014). Des tests cliniques simples tels que le test de marche de 10 mètres ou le Timed Up and Go peuvent être instrumentés avec ces capteurs et sont facilement réalisables à l'hôpital ou en pratique clinique.

A long terme, une évaluation écologique, en vie quotidienne de la marche, pourrait même être mise en place. L'évaluation écologique de la marche semblerait améliorer la capacité à détecter les chutes (Job et al. 2020).

1.2.5. Evaluation de la marche en double tâche

L'évaluation de la marche, comme d'autres évaluations, peut être réalisée dans des situations de double tâche. En effet, dans notre vie quotidienne, la marche est très souvent associée à une ou plusieurs tâches cognitives ou motrices comme discuter avec un ami, écrire un sms ou regarder le feu de signalisation nous permettant de traverser la route en sécurité. La double tâche est définie comme « la performance concomitante de deux tâches pouvant être réalisées indépendamment et ayant des objectifs séparés et distincts » (McIsaac et al. 2015). La capacité à réaliser ces situations de double tâche peut être affectée par l'âge ou par certaines pathologies, rendant les déplacements plus difficiles et plus coûteux en énergie (Verhaeghen et al. 2003; Bock 2008). En effet, deux tâches réalisées simultanément peuvent utiliser les mêmes systèmes fonctionnels et cérébraux et interférer sur une des tâches ou les deux (Beauchet and Berrut 2006). Un changement de performance de la tâche primaire ou secondaire indique la sollicitation des ressources attentionnelles (Beauchet and Berrut 2006), dépendantes du niveau d'automatisme de chacune des tâches. Par exemple, la marche d'une personne, en conversation avec un ami, mobilise des ressources attentionnelles plus importantes chez le sujet âgé que le sujet jeune (Beauchet and Berrut 2006). Le paradigme de la double tâche suit une approche descendante (top-down), en se focalisant sur l'attention sans affecter les informations ascendantes (bottom-up). Il permet d'évaluer si la marche est automatique ou si elle demande de l'attention (Woollacott and Shumway-Cook 2002; Yogev-Seligmann et al. 2008). Proches des situations de la vie quotidienne, ces évaluations sont recommandées pour la

validité écologique pour évaluer l'évolution fonctionnelle et le risque de chute (McIsaac et al. 2015). Pour évaluer le coût de la multitâche et quantifier le coût d'une tâche secondaire par rapport à une autre, l'effet de la double tâche (DTE) peut être calculé : $DTE = \text{performance simple tâche} - \text{performance double tâche}$ (McIsaac et al. 2015; Yang et al. 2016). Les effets de la double tâche sont dépendants des tâches utilisées, des capacités cognitives et motrices des participants, mais aussi des instructions données aux participants.

Effets des tâches utilisées, des instructions et des capacités des participants sur le paradigme de la double tâche

La nature des tâches utilisées peut modifier les conséquences sur la marche ou la tâche secondaire choisie. Il semblerait qu'une augmentation de la charge cognitive augmenterait l'impact de la tâche secondaire sur la tâche primaire. En effet, lorsque la complexité de la tâche secondaire était augmentée (soustraire par trois, épeler à l'envers ou répondre à des questions), les performances de marche étaient d'autant plus altérées (Smith et al. 2017). Une méta analyse intégrant 66 articles a étudié les effets de différents tâches cognitives sur les paramètres spatio-temporels de la marche (Al-Yahya et al. 2011). Elle concluait que les tâches de fluence verbale ou de suivi mental (facteurs interférents internes) étant auto-générées par le participant, semblaient altérer la marche de façon plus importante que les tâches de temps de réaction (facteurs interférents externes) étant hétérogénérées (Al-Yahya et al. 2011). Le choix de la double tâche est donc crucial, d'autant plus car il peut dépendre du niveau d'éducation (Wegrzyk et al. 2019).

La consigne donnée aux participants, c'est-à-dire, la priorisation sur une des tâches ou non, peut influencer la performance des tâches primaire ou secondaire (Yogev-Seligmann et al. 2010; Kelly et al. 2010; Yogev-Seligmann et al. 2012). La non-priorisation d'une tâche permet de conserver le caractère écologique de la tâche dans la mesure où le participant choisit lui-même la stratégie qu'il souhaite utiliser pour gérer les deux tâches, en priorisant ou non une tâche (Woollacott and Shumway-Cook 2002). Plusieurs auteurs ont ainsi étudié les stratégies des jeunes en bonne santé, préférant prioriser la tâche posturale ou locomotrice (« posture first strategy ») (Bloem et al. 2001) alors que les patients avec des troubles cognitifs semblaient utiliser une stratégie où la tâche posturale ou locomotrice était secondaire (« posture second strategy ») (Bloem et al. 2006).

Cette dichotomie a été étudiée et complexifiée et un nouveau modèle a été établi par Yogev-Seligmann en prenant en compte les capacités des participants (Yogev-Seligmann et al. 2012). Dans le cas où les capacités posturales du sujet étaient intactes (« intact postural reserve »), les participants semblaient se focaliser sur la tâche cognitive, et ce même quand la charge de la tâche posturale ou locomotrice augmente, sans forcément détériorer la tâche posturale ou locomotrice (Yogev-Seligmann et al. 2010). Au contraire, les personnes ayant une faible capacité posturale (troubles vestibulaires ou paraparésie) se focalisaient sur la tâche posturale ou locomotrice quelle que soit sa complexité (Yogev-Seligmann et al. 2012). Lorsque le statut cognitif des participants était altéré (démence ou maladie de parkinson par

exemple), les participants se focalisaient en général sur la tâche cognitive, même si la difficulté de la tâche posturale ou locomotrice augmentait, les mettant dans une situation à risque de chutes en utilisant de façon inappropriée la stratégie de la posture comme secondaire (« *posture-second strategy* »)(Bloem et al. 2006). Les effets des instructions et de la priorisation dans la double tâche sont multiples et complexes et semblent dépendre à la fois des capacités cognitives et motrices des participants et des tâches utilisées dans l'évaluation.

Le paradigme de double tâche permet de mieux comprendre les atteintes des mécanismes attentionnels et du contrôle moteur avec le vieillissement ou certaines pathologies (Perrochon 2013). Une étude récente a montré chez des sujets âgés que les paramètres de marche évalués en laboratoire en double tâche se rapprochaient de ceux retrouvés lors de la marche dans la vie de tous les jours, ce qui n'était pas le cas des paramètres évalués en laboratoire en simple tâche (Hillel et al. 2019).

Intérêts de l'évaluation en double tâche dans les pathologies neurologiques

Le paradigme de la double tâche a particulièrement été étudié dans les pathologies neurologiques. En effet, les patients atteints de pathologies neurologiques semblent particulièrement affectés par la double tâche. Plusieurs revues systématiques récentes ont notamment étudié les effets de la marche en double tâche chez les patients après un accident vasculaire cérébral (Deblock-Bellamy et al. 2020), chez les patients atteints de la maladie de Parkinson (Raffegau et al. 2019) ou chez les patients atteints de sclérose en plaques participants (Rooney et al. 2020).

Une revue systématique de 2019 sur les effets de la double tâche sur le patron de marche après un accident vasculaire cérébral a étudié 671 patients en phase subaigüe ou chronique après leur accident vasculaire cérébral (Deblock-Bellamy et al. 2020). Les interférences liées à la double tâche variaient selon la tâche secondaire utilisée avec des interférences mutuelles (sur la tâche motrice et cognitive) pour la majorité des patients, alors que chez les volontaires sains, les interférences étaient également distribuées entre mutuelles, motrices uniquement ou cognitives uniquement. Il est intéressant de noter que, chez les patients, la marche avec évitement d'obstacles associée à une double tâche, était toujours associée à une interférence mutuelle, montrant qu'une augmentation de la complexité de la tâche primaire avait des conséquences sur les deux tâches étudiées.

Une méta-analyse de 2019 sur les effets de la double tâche sur la vitesse de marche dans la maladie de Parkinson a étudié 19 études incluant 510 participants (Raffegau et al. 2019). La vitesse de marche en simple et double tâche était utilisée et quatre types de double tâches étaient catégorisées : arithmétique, langage, mémoire et motrice. La méta-analyse confirmait que l'ajout d'une double tâche à la marche diminuait la vitesse de marche dans cette pathologie. La vitesse de marche et le type de tâche utilisés ne modifiaient pas les effets sur la vitesse de marche.

Dans une revue systématique de 2020 étudiant l'association entre les effets de la double tâche (DTE) et les caractéristiques cliniques de la sclérose en plaques, 13 articles ont été inclus pour un total de 669 participants (Rooney et al. 2020). Une fois encore, le type de tâches primaires et secondaires utilisées

semblait être déterminant dans les résultats obtenus: l'augmentation de la complexité de la tâche, en augmentant l'ampleur du DTE, pourrait augmenter la relation entre la mobilité des patients et le DTE. De plus, le lien entre cognition et DTE pourrait être dépendant du domaine étudié de la cognition et du domaine de la tâche cognitive évaluée (Rooney et al. 2020). Si certaines études semblaient mettre en évidence une relation entre l'incapacité ou la cognition avec le DTE, la présence et l'amplitude de cette association montrait des incohérences et demandait d'être investiguée et approfondie en intégrant également la mobilité, le risque de chutes ou la fatigue pour lesquelles la relation était également aléatoire (Rooney et al. 2020).

Pour conclure, le paradigme de la double tâche utilisé lors des évaluations de la marche semble crucial pour se rapprocher des situations rencontrées dans la vie quotidienne (Hillel et al. 2019). L'utilisation de tâches se rapprochant des activités réalisées dans la vie quotidienne serait également à privilégier pour conserver le caractère écologique de ces évaluations (Deblock-Bellamy et al. 2020).

1.2.6. Validité et reproductibilité des évaluations

L'évaluation de la marche, comme toute évaluation, peut comporter plusieurs sources de variabilités : la variabilité inter-individuelle, la variabilité intra-individuelle et la variabilité liée à la méthode de mesure. Les qualités métrologiques d'une évaluation sont étudiées par la validité, la fiabilité et la sensibilité au changement. La validité correspond à la « capacité de l'instrument à mesurer ce pourquoi il a été conçu. Elle est en lien avec la variabilité inter- et intra-individuelle et s'évalue par comparaison au 'gold standard' » (Vaillant 2004). La fiabilité ou la reproductibilité est la « capacité de l'instrument de mesure à donner une mesure stable et reproductible lorsque l'évaluation est réalisée à des moments différents par le même observateur ou avec des évaluateurs différents, si la condition du sujet mesuré est elle-même stable » (Vaillant 2004). Elle peut être perturbée par l'apprentissage et/ou la fatigue et est donc en lien avec la variabilité liée à la méthode de mesure (Vaillant 2004).

Pour séparer les effets de traitements ou de la maladie des erreurs de mesure des systèmes d'analyse de la marche, la reproductibilité de ces systèmes doit être évaluée (Kluge et al. 2017). La reproductibilité en inter-session mesure la reproductibilité des évaluations à une heure ou 1 semaine d'intervalle. Elle est utilisée pour décrire les amplitudes d'erreurs entre deux sessions de temps et donc pour étudier l'évolution de pathologies ou les effets de traitements de manière longitudinale sur plusieurs semaines (Kluge et al. 2017). La reproductibilité en intra-session correspond à la reproductibilité de différents essais réalisés durant la même session (Lachin 2004; Wedege et al. 2017) et peut être utilisée pour mesurer le nombre d'essais nécessaires pour obtenir des mesures reproductibles (Fransen et al. 1997; Monaghan et al. 2007; Balaguier et al. 2016; Bloch et al. 2017). Elle permet de décrire les amplitudes d'erreurs dans l'évaluation de la marche grâce à l'erreur standard de mesure (SEM) et le changement minimum détectable (MDC) (Lachin 2004; Leszczewska et al. 2012) afin de comparer les performances de deux groupes à un même moment (Girard et al. 2016).

La sensibilité au changement correspond à la capacité de l'instrument de mesure à détecter une modification de l'état de santé du participant (Jerosch-Herold 2005). Elle est évaluée par la taille de l'effet ou la réponse moyenne standardisée (Jerosch-Herold 2005).

La validité et la reproductibilité des capteurs inertiels a été étudiée dans une revue systématique récente sur des personnes en bonne santé (Kobsar et al. 2020). Cette revue incluait 82 études regroupant 1510 volontaires sains et utilisant différents modèles de capteurs inertiels. La validité de 23 paramètres spatio-temporels et la reproductibilité de 15 paramètres spatio-temporels étaient mesurées. La validité et la reproductibilité du temps et de la longueur de l'enjambée et d'une foulée étaient considérées comme bons à excellents alors que les paramètres de variabilité et de symétrie démontraient une validité et une reproductibilité faible à modérée.

1.3. Marche et spondylarthrite axiale

Suite à l'inflammation générée par la SA, des dommages structuraux peuvent avoir lieu et entraîner des restrictions de mobilité de la colonne vertébrale (Sieper and Poddubnyy 2017), associées à une diminution de la fonction physique (Chui et al. 2020). La rigidification de la colonne du sacrum à l'occiput peut entraîner une modification de la posture avec une posture voutée (Del Din et al. 2011). Les patients peuvent alors avoir des difficultés à voir l'horizon et à absorber les chocs ce qui peut conduire à un patron de marche plus précautionneux (Helliwell et al. 1989; Bot et al. 1999). En effet, le tronc joue un rôle majeur dans la posture et le mouvement (Massion et al. 1997). L'alignement de la tête et du tronc sur les jambes tendues est permise par la lordose lombaire et la fonctionnalité des abducteurs de hanche, permettant d'assurer une marche bipodale fonctionnelle (Lovejoy 2005). La cyphose progressive de la colonne lombaire peut altérer l'équilibre sagittal (Lovejoy 2005) et induire un déplacement du centre de masse vers le bas et l'avant (Bot et al. 1999) entraînant des modifications de l'utilisation des mécanismes pour compenser le déplacement du tronc (De Filippis et al. 2006). La hanche étant peu impliquée dans le contrôle de l'équilibre dans la SA, la flexion de genou et la flexion plantaire de cheville pourraient compenser le déplacement du centre de masse liée à la cyphose progressive en repositionnant le centre de masse vers l'arrière (Bot et al. 1999; De Filippis et al. 2006). Une altération de l'équilibre statique a été également mise en évidence chez les SA (Murray et al. 2000), mais n'était pas confirmée dans une autre étude (Aydog et al. 2006).

Des patrons spécifiques de rotation du thorax et du bassin sont nécessaires pour contrer les perturbations pour maintenir la stabilité et diminuer le coût de la locomotion (Bruijn et al. 2008). Or, il a été démontré que la rigidité du tronc peut entraver la coordination des ceintures scapulaires et pelviennes sur des populations saines (femmes enceintes avec douleurs de la ceinture pelvienne (Wu et al. 2004)) ou pathologiques telles que l'hémiplégie (Wagenaar and Beek 1992), la maladie de Parkinson (Van Emmerik et al. 1999) ou les patients avec une douleur lombaire (Lamoth et al. 2006)). Des altérations de la coordination des ceintures scapulaires et pelviennes ont également été mise en évidence lors de la marche de patients atteints de SA (Mangone et al. 2011). Ces altérations étaient notamment retrouvées dans les passages de la phase d'appui vers la phase oscillante et inversement, pouvant être expliquée par une stratégie cherchant à limiter la torsion des articulations sacro-iliaques (Mangone et al. 2011).

L'atteinte des articulations périphériques, et notamment de la hanche (López-Medina et al. 2020), pourrait entraîner des modifications posturales et de la marche (Aydog et al. 2006; Zhang et al. 2019). En effet, dans la SA, une limitation des amplitudes articulaires des membres inférieurs peut être à l'origine d'une difficulté à compenser le déplacement du centre de masse à cause de la limitation de l'extension de hanche mais aussi d'une diminution de la longueur des pas (Bot et al. 1999). De plus, une étude a mis en évidence des atteintes du pied et de sa fonction dans la SA qui pourraient influencer la marche (Koca et al. 2018).

Des modifications musculaires avec une diminution de la force musculaire (Sahin et al. 2011) et une diminution de la masse maigre (Dos Santos et al. 2001; Toussiro et al. 2001) pourraient également être

à l'origine d'une diminution de la vitesse de marche (Valido et al. 2019). En effet, l'inflammation chronique pourrait induire une anorexie, augmentant la dépense énergétique de repos, induisant une diminution de la masse musculaire et diminuant la régulation des hormones anaboliques et des facteurs de croissances (Roubenoff and Rall 1993; Marcora et al. 2006; Bok et al. 2017; Ibáñez Vodnizza et al. 2017). Cela pourrait donc altérer à la fois les fonctions contractiles, métaboliques et endocrines des muscles squelettiques dans la SA (Ibáñez Vodnizza et al. 2017). Une étude récente a également montré que l'endurance musculaire pouvait être atteinte dans la SA et serait liée au niveau d'activité physique, à la fatigue et à l'équilibre (Sarac et al. 2020).

Si les caractéristiques cliniques et physiques de la forme radiologique de la SpA (spondylarthrite ankylosante – SA) ont été classiquement investiguées, peu d'études se sont intéressées à sa forme non radiologique (SpA-nr) décrite il y a seulement 10 ans (Rudwaleit et al. 2009c). Plusieurs facteurs pourraient donc être à l'origine d'une altération de la marche dans la SpA. Une illustration des principaux symptômes cliniques pouvant altérer la marche dans la spondylarthrite axiale est présentée sur la Figure 4.

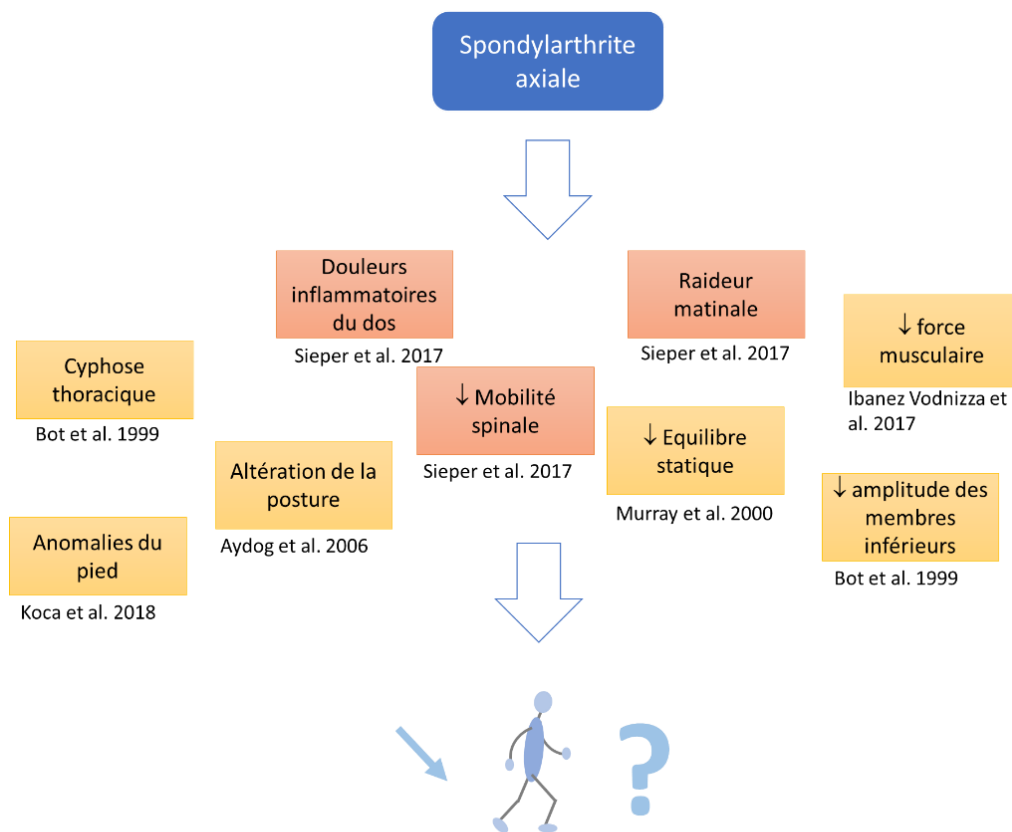


Figure 4. Principaux symptômes cliniques pouvant altérer la marche dans la spondylarthrite axiale

1.4. Problématique et objectifs scientifiques

Plusieurs études se sont intéressées à la marche dans la SA (forme radiologique de la SpA). Certaines ont utilisé des tests cliniques tels que le test de marche de 6 minutes (Halvorsen et al. 2012; Çınar et al. 2016; Basakci Calik et al. 2020), alors que d'autres ont employé des tests de laboratoire avec une évaluation cinétique et cinématique de la marche (Zebouni et al. 1992; Mangone et al. 2011; Del Din et al. 2011; Zhang et al. 2019). Aucune étude ne combinait une évaluation instrumentée de la marche lors de tests cliniques. Chez les patients atteints de SA, les tests cliniques ne semblaient pas suffisants pour mettre en évidence des différences significatives avec une population saine (Halvorsen et al. 2012; Çınar et al. 2016). Les études s'intéressant aux caractéristiques cinématiques de la marche dans la SA retrouvaient un patron de marche plus précautionneux (Zebouni et al. 1992; Del Din et al. 2011), moins stable (Mangone et al. 2011; Del Din et al. 2011) et avec moins de variabilité en lien avec la rigidité de la colonne (Del Din et al. 2011) qu'une population saine. Le patron de marche présentait également une diminution de l'amplitude des mouvements des membres inférieurs dans le plan sagittal (Zebouni et al. 1992; Del Din et al. 2011). Une diminution de la flexion plantaire lors de l'attaque du pas a notamment été mise en évidence (Del Din et al. 2011; Zhang et al. 2019) et pourrait être en lien avec les difficultés à absorber les chocs (Helliwell et al. 1989). Les mouvements du pelvis étaient diminués (Mangone et al. 2011; Del Din et al. 2011), pouvant entraîner une augmentation de la consommation d'énergie de la marche (Mangone et al. 2011). Une augmentation de l'abduction et de la rotation externe de hanche était également observée (Del Din et al. 2011; Zhang et al. 2019).

Lorsque les contractions musculaires lors de la marche étaient évaluées par électromyographie, une augmentation du nombre de fibres musculaires du quadriceps se contractant durant la marche était observée chez les patients atteints de SA et pourrait être impliquée dans l'augmentation de la fatigue des patients atteints de SA (Zhang et al. 2019). De plus, pour permettre une meilleure stabilité en diminuant la puissance lors de la marche, les patients atteints de SA semblaient préférer réaliser une contraction excentrique du muscle tibial antérieur de la cheville plutôt qu'une contraction concentrique du gastrocnémien médial afin de diminuer la propulsion (De Filippis et al. 2006). Certaines études utilisant des paramètres spatio-temporels de la marche retrouvaient une diminution significative de la vitesse (Zhang et al. 2019) ou de la longueur de l'enjambée (Zebouni et al. 1992; Zhang et al. 2019), ce qui n'était pas le cas dans d'autres études (Mangone et al. 2011; Del Din et al. 2011).

Dans la SpA, classification décrite en 2009 comprenant les patients avec une forme radiologique (SA) et non radiologique (Rudwaleit et al. 2009b), seulement deux études ont étudié la marche, avec des tests cliniques uniquement (test de vitesse maximale de marche sur 6 mètres et test de marche de 6 minutes) (Eppeland et al. 2013; Coulter et al. 2020). Aucune étude ne comparait la marche des patients atteints de SpA et des volontaires sains.

Alors que les altérations cinématiques de la marche dans la SA ont été partiellement identifiées, le nombre d'études ayant étudié la marche et la SpA est faible et ces études n'ont pas comparé la marche des patients à une population saine (Eppeland et al. 2013; Coulter et al. 2020). Dans la SA ou la SpA, les résultats concernant l'atteinte des paramètres spatio-temporels étaient aléatoires selon les études. De plus, aucune étude n'a utilisé le paradigme de la double tâche pour évaluer la marche dans la SA ou la SpA. La douleur, un des symptômes majeur de la SpA, peut avoir des conséquences sur les capacités attentionnelles et cognitives des individus (Bushnell et al. 2013) et pourrait affecter la capacité des patients atteints de SpA à réaliser simultanément plusieurs tâches (Keogh et al. 2013). La fatigue (Rochester et al. 2004; Behrens et al. 2018; Connolly et al. 2019) ou la dépression (Rochester et al. 2004; Rosenbaum et al. 2019; Rooney et al. 2020) couramment retrouvées dans la SpA pourraient également altérer les capacités de réalisation de double tâche. Enfin, aucune étude ne s'est intéressée aux qualités psychométriques des évaluations de la marche dans cette population.

Dans ce contexte, l'objectif de cette thèse était donc de caractériser la marche dans la spondylarthrite axiale. Pour répondre à cet objectif, nous avons conduit deux revues systématiques de la littérature sur la marche et la SA d'une part (Contribution 1 et 2), sur la marche et la SpA, d'autre part (Contribution 3). Les conclusions de ces revues nous ont, dans un second temps permis de concevoir une étude originale de cohorte prospective FOLOMI (Fonction Locomotion Mesure Inflammation) (Contribution 4).

Trois sous-objectifs complémentaires ont ensuite successivement été conduits. Il s'agissait de :

- 1) Evaluer la reproductibilité intra-session des paramètres spatiotemporels de la marche obtenues au moyen de capteurs inertiels positionnés au niveau des pieds, chez des volontaires sains d'une part (Contribution 5), et des patients atteints de SpA d'autre part (Contribution 6) ;
- 2) Comparer les paramètres spatio-temporels de la marche de patients atteints de SpA à ceux de volontaires sains appariés en genre et âge, et étudier l'effet de la douleur sur les paramètres de marche (Contribution 7) ;
- 3) Comparer les effets de la double tâche sur les paramètres spatio-temporels de la marche atteints de SpA à ceux de volontaires sains appariés en genre et âge (Contribution 8).

Partie 2. Etat de l'art sur la marche et la spondylarthrite axiale

2.1. Marche et spondylarthrite ankylosante

Ce protocole de revue de littérature a fait l'objet d'un article publié dans une revue internationale à comité de lecture :

Contribution 1 : Soulard, J., Vuillerme, N., Vaillant, J., *Gait Characteristics in Patients With Ankylosing Spondylitis: Protocol for a Systematic Review*. JMIR Research Protocols 2019. <https://doi.org/10.2196/12470>

Résumé :

La spondylarthrite ankylosante (SA) est un sous-type de maladie inflammatoire rhumatismale, qui affecte principalement la colonne vertébrale et les articulations sacro-iliaques. La SA est accompagnée d'inflammation et de nouvelles formations osseuses, associées à une ankylose et/ou des syndesmophytes, visibles à la radiographie. Les principaux symptômes sont les raideurs vertébrales et les douleurs dorsales inflammatoires, qui peuvent avoir des conséquences sur l'absentéisme et la productivité au travail. La marche, connue pour sa contribution à l'indépendance fonctionnelle et la qualité de vie des patients, pourrait également être altérée dans la SA. En effet, prenant en compte la diminution des amplitudes de mouvement, la douleur et les modifications posturales, de précédentes études rapportaient un patron de marche plus précautionneux, une longueur des enjambées diminuée et une diminution des amplitudes articulaires de la hanche et du genou lors de la marche. Cependant, des divergences notables entre les études étaient retrouvées. Certaines études reportaient une différence significative sur la distance parcourue lors du test de 6 minutes par des patients atteints de SA par rapport à un groupe sain, alors que d'autres ne retrouvaient pas cette différence. De plus, une hétérogénéité sur les évaluations de marche, les équipements utilisés ou les paramètres utilisés était retrouvée. Par exemple, certaines études utilisaient uniquement des tests cliniques (test de marche de 6 minutes, ou timed up and go), alors que d'autres utilisaient des tests de marche de laboratoire (analyse cinétique, cinématique ou électromyographique). L'objectif de la revue de littérature systématique est donc de documenter les effets de la SA sur la marche. Plus spécifiquement, les questions de la revue sont : 1) Quelles sont les conséquences de la SA sur la marche ? ; 2) Comment la marche est évaluée chez des patients atteints de SA ?

Le protocole de la revue systématique a été enregistré sur PROSPERO (CRD42018102540) et nous avons suivi les recommandations PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis) fournies par Moher et coll. en 2009.

Dans cet article, les critères d'inclusion et d'exclusion des études ont été détaillés. Seules les recherches originales, ayant évalué la marche dans une population de patients adultes, atteints de SA, publiées en anglais dans des journaux scientifiques à comité de lecture étaient incluses. Les études de cas, résumés, résumés de conférences, lettres à l'éditeur, revues et méta-analyses étaient exclus.

La recherche des études était conduite sur trois bases de données (Pub Med, Physiotherapy Evidence Database (PEDro), Cochrane Library le 5 juin 2018, sans restriction de date.

Deux relecteurs ont indépendamment examiné les titres, résumés et mots clés identifiés par la recherche pour sélectionner les études potentiellement pertinentes. Ensuite, les textes entiers étaient obtenus et leur éligibilité évaluée. En cas de désaccord non résolu après discussion entre les relecteurs, un 3^{ème} relecteur était contacté. Un organigramme (flow-chart) était ensuite réalisé pour illustrer le processus de sélection. L'extraction des données depuis les articles a ensuite été effectuée en incluant les caractéristiques des études, la description de l'échantillon, les méthodes d'évaluation de la marche, et les résultats principaux des tests de marche. Sur 168 études identifiées, 17 études ont finalement été incluses. L'extraction des données est en cours et l'article de la revue de littérature en cours d'écriture.

La revue de littérature permettra de mieux comprendre comment la SA peut affecter la marche, quelles sont les méthodes utilisées pour l'évaluer, et quelles sont les perspectives pour les recherches futures.

A systematic review protocol to study gait characteristics in patients with ankylosing spondylitis

Abstract

Background: Ankylosing spondylitis (AS) is a subtype of inflammatory rheumatic disease, affecting predominantly axial skeleton and sacro-iliac joints. The main clinical manifestations are spinal stiffness and inflammatory back pain, that can potentially affect gait ability of patients with AS. At this point, however, published studies show discrepancies regarding gait characteristics in AS and heterogeneity in terms of task requirement, types of equipment, data collection and analysis techniques used to assess gait ability of patients with AS.

Objectives: The review questions are twofold: (1) what are the consequences of AS on gait? and (2) how is gait assessed in patients with AS?

Methods: Three electronic databases were searched systematically to identify studies satisfying the search criteria: PubMed, Pedro and Cochrane, with no limit to publication date. The research focused on original research, using Boolean operator "AND" and "OR" in the combination of the MESH descriptors, found in titles and/or abstracts: (Gait OR Walk OR Walking OR locomotor OR locomotion) AND (ankylosing spondylitis OR spondyloarthritis). English, original articles only were included.

Results: As of September 2018, search strategy has been completed and 168 records were obtained. After screening titles and abstracts, 19 full-texts were reviewed. Of those, 17 were included in the review. We are currently in the process of data extraction and synthesis.

Conclusions: The systematic review will provide a synthesis and a comprehensive evaluation of published studies on gait characteristics in patients with AS. Furthermore, this work is also intended to help to identify the likely relevant directions for future research.

Trial registration: PROSPERO: CRD42018102540
(https://www.crd.york.ac.uk/prospERO/display_record.php?RecordID=102540)

Keywords: Gait, ankylosing spondylitis, clinical measurements, laboratory measurements

Introduction

Ankylosing spondylitis (AS) is a subtype of inflammatory rheumatic disease, affecting predominantly axial skeleton and sacroiliac joints. AS is associated with inflammation and/or new bone formation, combined with syndesmophytes and ankyloses visible on radiographs [1]. Main clinical manifestations are spinal stiffness and inflammatory back pain, yielding adverse effects on work ability, work-productivity, quality of life and psychological wellbeing [2, 3]. Gait ability, which is recognised to contribute to functional independence and quality of life in patients with stroke [4, 5] or patients following hip arthroplasty [6], is also impaired in patients with AS [7]. Indeed, considering decreased range of movement, pain and altered posture [8, 9] associated with AS, previous works have reported that AS leads to more cautious gait pattern, shorter stride length and decreased range of motion at hip and knee joints [10-12]. At this point, however, it is still unclear about whether and how gait is modified in patients with AS. Indeed, previous studies have reported that patients with AS covered significantly lower distance than controls during the six-minute walk test [13] and adopted a shorter stride length [12], whereas in other published studies, no statistically significant group differences have been reported for the same gait-related parameters [10, 11, 14]. Furthermore, published studies showed heterogeneity in terms of task requirement, types of equipment, data collection and analysis techniques used to assess gait ability of patients with AS. For instance, gait related studies encompass an increasingly large variety of tasks, types of equipment and analysis techniques, including, for example, both clinical (e.g., Timed Up and Go test, six-minute walk test...) or laboratory measurements (kinetic and/or kinematic and/or electromyographic gait analysis) which should be taken into consideration for the assessment of gait ability of patients with AS. Along these lines, the present systematic review aim to document the effect of AS in gait, specifically focusing on published studies that have reported clinical and/or laboratory gait measurements in patients with AS. More specifically, the review questions are twofold: (1) what are the consequences of AS on gait? ; and (2) how is gait assessed in patients with AS?

Methods

The current protocol has been registered in PROSPERO (CRD42018102540). We followed the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis (PRISMA) statement guidelines provided by Moher et al. when conducting our systematic review and meta-analysis [15].

Inclusion criteria

Original quantitative and qualitative research studies that have assessed gait in patients with AS were included. To be eligible for inclusion, studies had to be published in English in peer-reviewed scientific journals.

- Type of participants: studies were included if participants were older than 18 years old, with a diagnosis of ankylosing spondylitis.
- Type of outcome measurements: studies were included if they reported clinical and/or laboratory gait measurements.
- Type of studies: only experimental study designs were included.

Exclusion criteria

Type of studies: case reports, abstracts, editorials, conference abstracts, letters to the editor, reviews or meta-analysis were ineligible.

We also excluded studies that reported gait outcomes not adequately (without mean and standard deviation, or median associated with interquartile range or 1st and 3rd quartile), or if it was not possible to extract data from the results section.

Data sources and search strategy

A computer-aided literature search was conducted in the following electronic databases the 5th of June 2018: Pubmed, Physiotherapy Evidence Database (PEDro), Cochrane library, with no date restrictions.

Consistent with similar review, search terms included were those related to population, ankylosing spondylitis [16] and outcome, gait [17]. The search strategy included a combination of the following keywords and the Medical Subject Headings (MeSH) terms found in abstract and/or title: (“gait” OR “walk” OR “walking” OR “locomotor” OR “locomotion”) AND (“ankylosing spondylitis” OR “spondyloarthritis”).

Study selection

Two reviewers (A and B) independently screened the titles, abstracts and key-words identified by the search strategy in order to select potentially relevant studies.

After this initial search, full-length texts of these identified potentially relevant studies were obtained. Based on the above-mentioned inclusion and exclusion criteria, the two reviewers (A and B) further screened these full texts to elucidate their eligibility and to decide on their inclusion. In case of any disagreement, consensus was reached through discussions between the two reviewers. If no consensus was achieved between the two reviewers, a third reviewer (C) was contacted.

Risk of bias in individual studies

As our aim is not to evaluate the effect of an intervention, we did not use a risk of bias assessment. Indeed, as mentioned above, our aim was to document the effect of AS in gait, specifically focusing on published studies that have reported clinical and/or laboratory gait measures in patients with AS.

Data extraction

Following PRISMA guidelines [15], a flow chart of the selection process was produced with the number of citations reviewed at each stage of the review (Figure 1).

Additionally, the following four set of data will be extracted from the retrieved articles [18]:

1. Study characteristics: first author(s), title, year of publication, journal’s name, country;
2. Sample description: sample size, age, gender, weight, height, body mass index, health status, disease duration, functional status measurements, level of pain, description of radiographic damage, biologic medications, BASFI, BASDAI, BASMI;
3. Methods: task requirement, data acquisition methodology and instrumentation, parameters assessed;
4. Main results obtained from gait assessment: clinical measurements of gait (six minute walk distance, time to complete the Timed Up and Go test...), and laboratory measurements of gait, i.e. spatio-temporal parameters (gait speed, stride length, stride time, cadence...) and kinematic parameters (continuous estimate of relative phase, joint range of motion, joint moments...) will be extracted.

Means and standard deviations or median associated to interquartile range or 1st and 3rd quartile will be extracted. Two reviewers (A and B) independently will extract these data from each enrolled study and compare the data for consistency. Any discrepancies between the two reviewers (A and B) will be resolved at a consensus meeting. If disagreement persisted, a third reviewer (C) will be consulted to achieve a final judgment.

Results

As of September 2018, we have completed the search strategy. We obtained 168 records. After screening titles and abstracts, 19 full-texts were reviewed. Of those, 17 were included in the review (Figure 1). We are currently in the process of data extraction and synthesis. We expect the final results to be submitted for publication in March 2019.

Discussion

Considering the importance of gait on ability for functional independence and quality of life, there are a growing number of reviews and reports examining gait characteristics in a wide range of populations [19] with neurological disorders [20-22], hip osteoarthritis [23], diabetic patients [24], in persons with frailty [25] or dementia [26] or in older adults [17]. However as of September 2018, only one review published in 2015 focussed on gait characteristics in rheumatologic

patients [7], with only 3 studies reporting results on patients with AS [10-12]. Interestingly, the mentioned above review [7] focused on case-control studies only (i.e. “studies were included: [...] if they were articles that included a healthy group as means of comparison” [7], page 6). This review did not include studies with clinical measurements of gait, but only studies reporting laboratory measurements (i.e. “studies were included: [...] if they reported spatiotemporal, kinematic, kinetic, peak plantar pressure or muscle activity data during gait” [7], page 6). In this context, an update of published literature is needed. A strength of this review protocol is to include both clinical and laboratory measurements of gait studies on patients with AS, reporting precisely the methodology used in each selected study as recommended by PRISMA statement (e.g. “how the data was collected and analysed” [15]). Indeed, early identification of gait deficits in patients with AS could help to better understand, follow and predict disease evolution and could allow for timely implementation of targeted interventions and/or treatment to improve gait. Keywords have been chosen based on latest reviews on AS [16] and gait [17] separately, and were searched in principal databases, assuring the conduction of a systematic review.

However, there are some limitations issues relating to the present review that need to be addressed. We assume that the selection and qualitative synthesis of the eligible studies is a subjective process. However, we will seek to minimize the limitation by duplicating our search and utilizing two reviewers to conduct the screening process independently [15]. We plan the results of this systematic review to be presented at international oriented scientific and clinical conferences and published it in a peer-reviewed scientific journal. The systematic review will provide a synthesis and comprehensive evaluation of published research on gait characteristics in patients with AS. More largely, this work is further intended to help to identify the likely relevant directions for future research. For instance, from a clinical perspective, we support the idea that an objective and standardized assessment of gait characteristics should be an integral part of every comprehensive assessment of patients with AS.

References

1. Braun J, Sieper J. Ankylosing spondylitis. *Lancet*. 2007 Apr 21;369(9570):1379-90. PMID: 17448825. doi: 10.1016/S0140-6736(07)60635-7.
2. Sag S, Nas K, Sag MS, Tekeoglu I, Kamanli A. Relationship of work disability between the disease activity, depression and quality of life in patients with ankylosing spondylitis. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2018;31(3):499-505. PMID: 29504521. doi: 10.3233/BMR-169657.
3. Sieper J, Braun J, Rudwaleit M, Boonen A, Zink A. Ankylosing spondylitis: an overview. *Ann Rheum Dis*. 2002 Dec;61 Suppl 3:iii8-18. PMID: 12381506.
4. Price R, Choy NL. Investigating the Relationship of the Functional Gait Assessment to Spatiotemporal Parameters of Gait and Quality of Life of Individuals With Stroke. *Journal of geriatric physical therapy*. 2018 Jan 10. PMID: 29324509. doi: 10.1519/JPT.000000000000173.
5. Khanittanuphong P, Tipchatyotin S. Correlation of the gait speed with the quality of life and the quality of life classified according to speed-based community ambulation in Thai stroke survivors. *NeuroRehabilitation*. 2017;41(1):135-41. PMID: 28527227. doi: 10.3233/NRE-171465.
6. Sliwinski M, Sisto S. Gait, quality of life, and their association following total hip arthroplasty. *Journal of geriatric physical therapy*. 2006;29(1):10-7. PMID: 16630370.
7. Carroll M, Parmar P, Dalbeth N, Boockvar M, Rome K. Gait characteristics associated with the foot and ankle in inflammatory arthritis: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2015 Jun 5;16:134. PMID: 26044780. doi: 10.1186/s12891-015-0596-0.
8. Aydog E, Depedibi R, Bal A, Eksioglu E, Unlu E, Cakci A. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. *Rheumatology (Oxford)*. 2006 Apr;45(4):445-8. PMID: 16278280. doi: 10.1093/rheumatology/kei192.
9. Bot SD, Caspers M, Van Royen BJ, Toussaint HM, Kingma I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: a pilot study. *Rheumatology (Oxford)*. 1999 May;38(5):441-3. PMID: 10371282.

10. Del Din S, Carraro E, Sawacha Z, Guiotto A, Bonaldo L, Masiero S, et al. Impaired gait in ankylosing spondylitis. *Med Biol Eng Comput.* 2011 Jul;49(7):801-9. PMID: 21229328. doi: 10.1007/s11517-010-0731-x.
11. Mangone M, Scettri P, Paoloni M, Procaccianti R, Spadaro A, Santilli V. Pelvis-shoulder coordination during level walking in patients with ankylosing spondylitis. *Gait Posture.* 2011 May;34(1):1-5. PMID: 21377366. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.02.002.
12. Zebouni L, Helliwell PS, Howe A, Wright V. Gait analysis in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis.* 1992 Jul;51(7):898-9. PMID: 1632666.
13. Brambila-Tapia AJL, Rocha-Muñoz AD, Gonzalez-Lopez L, Vázquez-Del-Mercado M, Salazar-Páramo M, Dávalos-Rodríguez IP, et al. Pulmonary function in ankylosing spondylitis: association with clinical variables. *Rheumatol Int.* 2013 2013/09//;33(9):2351-8. PMID: 23543327. doi: 10.1007/s00296-013-2723-2.
14. Çınar E, Akkoç Y, Karapolat H, Durusoy R, Keser G. Postural deformities: potential morbidities to cause balance problems in patients with ankylosing spondylitis? *Eur J Rheumatol.* 2016 2016/03//;3(1):5-9. PMID: 27708961. doi: 10.5152/eurjrheum.2015.15104.
15. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, Group P. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *PLoS Med.* 2009 Jul 21;6(7):e1000097. PMID: 19621072. doi: 10.1371/journal.pmed.1000097.
16. Verhoeven F, Guillot X, Prati C, Mougin F, Tordi N, Demougeot C, et al. Aerobic exercise for axial spondyloarthritis - its effects on disease activity and function as compared to standard physiotherapy: A systematic review and meta-analysis. *Int J Rheum Dis.* 2018 Sep 5. PMID: 30187695. doi: 10.1111/1756-185X.13385.
17. Boyer KA, Johnson RT, Banks JJ, Jewell C, Hafer JF. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Exp Gerontol.* 2017 Sep;95:63-70. PMID: 28499954. doi: 10.1016/j.exger.2017.05.005.
18. Stebbins J, Trinler UK, Baker R, Brunner R, Wren T, Theologis T. Recommendations for reporting gait studies. *Gait Posture.* 2015 Feb;41(2):339-40. PMID: 25497141. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.11.014.
19. Shull PB, Jirattigalachote W, Hunt MA, Cutkosky MR, Delp SL. Quantified self and human movement: a review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. *Gait Posture.* 2014;40(1):11-9. PMID: 24768525. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.189.
20. Geroin C, Mazzoleni S, Smania N, Gandolfi M, Bonaiuti D, Gasperini G, et al. Systematic review of outcome measures of walking training using electromechanical and robotic devices in patients with stroke. *J Rehabil Med.* 2013 Nov;45(10):987-96. PMID: 24150661. doi: 10.2340/16501977-1234.
21. Gor-Garcia-Fogeda MD, Cano de la Cuerda R, Carratala Tejada M, Alguacil-Diego IM, Molina-Rueda F. Observational Gait Assessments in People With Neurological Disorders: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2016 Jan;97(1):131-40. PMID: 26254954. doi: 10.1016/j.apmr.2015.07.018.
22. Buckley E, Mazza C, McNeill A. A systematic review of the gait characteristics associated with Cerebellar Ataxia. *Gait Posture.* 2018 Feb;60:154-63. PMID: 29220753. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.11.024.
23. Constantinou M, Barrett R, Brown M, Mills P. Spatial-temporal gait characteristics in individuals with hip osteoarthritis: a systematic literature review and meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014 Apr;44(4):291-B7. PMID: 24450373. doi: 10.2519/jospt.2014.4634.
24. Allet L, Armand S, Golay A, Monnin D, de Bie RA, de Bruin ED. Gait characteristics of diabetic patients: a systematic review. *Diabetes Metab Res Rev.* 2008 Mar-Apr;24(3):173-91. PMID: 18232063. doi: 10.1002/dmrr.809.
25. Schwenk M, Howe C, Saleh A, Mohler J, Grewal G, Armstrong D, et al. Frailty and technology: a systematic review of gait analysis in those with frailty. *Gerontology.* 2014;60(1):79-89. PMID: 23949441. doi: 10.1159/000354211.

26. Mc Ardle R, Morris R, Wilson J, Galna B, Thomas AJ, Rochester L. What Can Quantitative Gait Analysis Tell Us about Dementia and Its Subtypes? A Structured Review. *J Alzheimers Dis.* 2017;60(4):1295-312. PMID: 29036826. doi: 10.3233/JAD-170541.

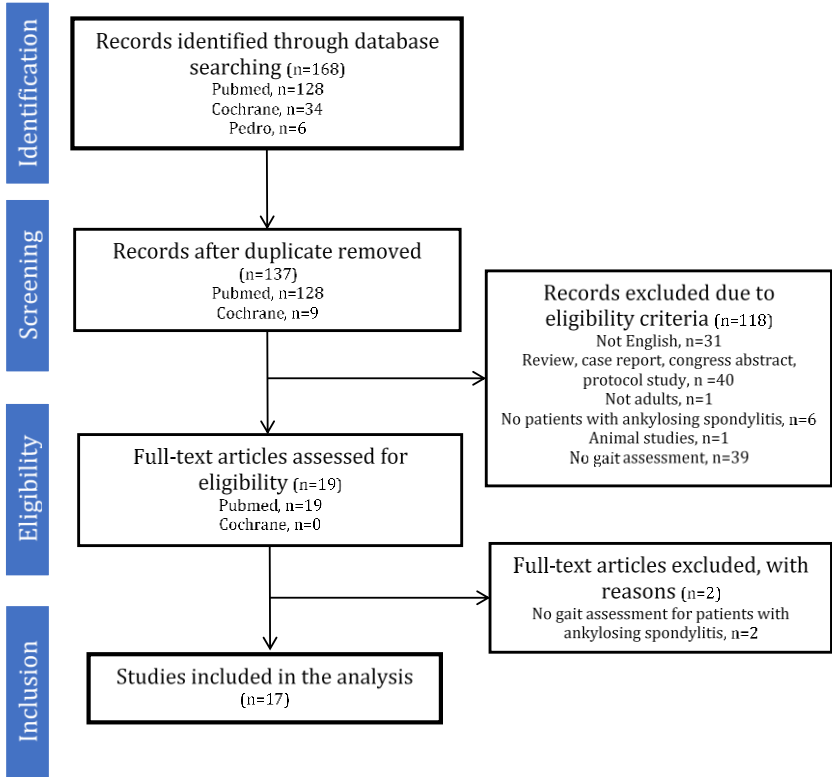


Figure 1: PRISMA flow chart of the selection process

Cette revue de littérature a fait l'objet d'un article publié dans une revue internationale à comité de lecture :

Contribution 2 : Soulard J., Vaillant J., Agier C-T., Vuillerme N., *Gait Characteristics In patients With Ankylosing Spondylitis – a Systematic Review*. *Clinical and Experimental Rheumatology* 39, 173–186. 2021. PMID: 33025884

Résumé

Introduction : La spondylarthrite ankylosante (SA) est une pathologie rhumatismale chronique qui affecte principalement la colonne vertébrale et les articulations sacro-iliaques. En impactant la mobilité de la colonne et les fonctions physiques, la SA pourrait également affecter la marche. Cependant, alors que les données publiées sont peu nombreuses, il apparaît que des divergences existent sur les conséquences de la SA sur les caractéristiques de marche, ainsi que les méthodes utilisées pour évaluer la marche des patients atteints de SA.

Objectifs : Les objectifs de la revue sont les suivants : (1) Comment est évaluée la marche chez des patients atteints de SA ?, et (2) Quelles sont les conséquences de la SA sur la marche ?

Méthode : Les bases de données ont été consultées de façon systématique pour identifier les études remplissant les critères de recherche, en utilisant comme mots clés les synonymes de SA et marche. Deux relecteurs ont extrait des articles inclus, les caractéristiques de l'étude, la description de l'échantillon, la méthode et les résultats principaux liés à la marche.

Résultats : 192 titres ont été extraits des bases de données, et 21 études ont été incluses dans la revue. 16 études (76%) utilisaient des mesures cliniques de la marche, et 5 (23%) utilisaient des mesures de marche de laboratoire. Seulement 7 études impliquaient un groupe avec des volontaires sains. Le patron de marche des patients était associée à une diminution de la longueur de l'enjambée, des mouvements du pelvis et de l'amplitude de mouvement des membres inférieurs dans le plan sagittal et à une augmentation de l'abduction de hanche et de la rotation externe par rapport à une population saine.

Conclusions : Peu d'études ont évalué les caractéristiques de marche des patients atteints de SA. Les données publiées attestent qu'aucun consensus existe concernant les méthodes d'analyse de la marche dans la SA. Cependant, les études publiées sont encourageantes car elles nous donnent l'opportunité de proposer des recommandations pour améliorer le design et la méthodologie concernant les futures études sur la marche et la SA.

Gait characteristics in patients with ankylosing spondylitis – a systematic review

Abstract

Objectives: Ankylosing spondylitis (AS) is a chronic rheumatic disease which affects the axial skeleton and sacro-iliac joints. By impacting spinal mobility and physical functions, AS could also potentially impair gait. However, while published data are rather sparse, it appears that discrepancies exist regarding AS consequences on gait characteristics, tasks and analysis techniques used to assess gait ability of patients with AS. The review questions are twofold: (1) How is gait assessed in patients with AS? and (2) What are the consequences of AS on gait?

Methods: Databases were systematically searched to identify studies satisfying the search criteria, using the synonyms of ankylosing spondylitis and gait. Two reviewers extracted from the articles study characteristics, methods and main results in relation to gait.

Results: 192 titles were extracted from databases and 21 studies were included in the review. 16 studies (76%) used clinical gait measurements and 5 (23%) used laboratory gait measurements. Only 7 involved a healthy control group. Studies used various protocols, instructions and parameters when assessing gait. Gait of patients with AS was associated with decreased stride length, pelvic movements and lower limbs angles in the sagittal plane, and increased hip abduction and external rotation compared to healthy controls.

Conclusions: Only few studies have assessed gait characteristics in patients with AS and published data evidence that kinematic parameters of gait is altered, but no consensus exists regarding gait analysis methods for patients with AS. Guidelines are provided to improve the design and methodology for future studies on gait and AS.

Keywords: Gait; walk; spondyloarthritis; wearable devices; clinical tests; laboratory gait assessment

Introduction

In Europe, Ankylosing spondylitis (AS) affects 1.30 to 1.56 million people, with a prevalence of 23.8 persons per 10 000 (1). AS belongs to a category of chronic inflammatory diseases called “spondyloarthritis” (SpA), with common clinical and pathophysiological features (2). AS causes inflammatory back pain, with spinal mobility impairment, adverse consequences on physical functions (1), that can significantly worsen the quality of life of patients with AS (3,4). Gait is widely accepted as being a defining factor in the quality of life (5–8).

In patients with AS, gait could be affected in relation with back pain, spinal mobility impairment, altered posture, or feet abnormalities (9–11). Besides, patients with AS have intensified transmissibility of vibrations (12), and thus tend to avoid shocks when walking, leading to a more cautious gait (13) with reduced ground reaction force (12). With thorax and pelvis stiffness, pelvis-shoulder coordination can be altered (14) while it appeared to be decisive to maintain stability and reduce the energetic cost of locomotion (15). Another point for altered gait in patients with AS is the decrease of lower limb passive ranges of motion that can be associated to reduced ranges of motion during gait, notably in the sagittal plane (13,14,16,17). However, only few studies have focussed on gait in patients with AS. In addition, the wide variety of protocols, types of equipment and outcomes raised in the scientific literature (18–20) makes the comparison between studies rather difficult.

This systematic review aims to compile published studies that have assessed gait in patients with AS to better understand AS consequences on gait. More precisely, the review questions are as follows: (1) How is gait assessed in patients with AS? and (2) What are the consequences of AS on gait?

Materials and methods

The protocol of this systematic review has been registered in PROSPERO (CRD42018102540) and published in JMIR Res. Protoc (21).

When conducting our systematic review, we followed the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis (PRISMA) guidelines provided by Moher et al (22).

Inclusion criteria

Studies had to fulfil the following inclusion criteria:

- Original research published in English in a peer-reviewed scientific journal, with an observational or experimental study designs;
- Including participants older than 18 years old, with a diagnosis of ankylosing spondylitis;
- Reporting clinical and/or laboratory gait measurements.

Exclusion criteria

Studies were excluded if they fulfilled the following exclusion criteria:

- Case reports, abstracts, editorials, conference abstracts, letters to the editor, reviews and meta-analysis;
- Gait outcomes not reported adequately (without mean and SD or median associated with interquartile range or first and third quartile), or if the extraction of mean and SD of gait outcomes from the results section was impossible.

Data sources and search strategy

Searches were first conducted with no date restrictions, on June 5, 2018 in three electronic databases (PubMed, Cochrane, Physiotherapy Evidence Database) (21) and were updated on April 22, 2020.

The search terms were the combinations of the Medical Subject Headings terms (1) of the population, ankylosing spondylitis (23,24) and (2) of the outcome, gait (25). The search strategy included a combination of these terms found in the abstract or the title of the selected articles: (“gait” OR “walk” OR “walking” OR “locomotor” OR “locomotion”) AND (“ankylosing spondylitis” OR “spondyloarthritis”). More details on search strategy can be found in the supplementary materials (suppl. 1).

Study selection

The study selection was conducted by two independent reviewers (JS and CA), who screened the titles, abstracts and keywords identified by the search strategy and applied the inclusion and exclusion criteria. After this initial selection, full-length texts were subjected to the same procedure. In case of disagreement and if subsequent discussions between the two reviewers were inconclusive, a third reviewer was contacted (JV). In line with the PRISMA guidelines (22), the number of citations reviewed at each stage of the review were summarised in a flow chart (Figure 1).

Risk of bias in individual studies

As our aim was not to evaluate the effect of an intervention, we did not use a risk of bias assessment. As mentioned above, our aim was to document the effect of AS on gait, specifically focusing on published studies that have reported clinical or laboratory gait measures in patients with AS.

Data extraction

Furthermore, the following 4 data sets were extracted from the retrieved articles (26) by two independent reviewers (JS and CA):

- Study characteristics: first author, title, year of publication, journal's name, country, study design;
- Sample description: Age, disease duration, body mass index, Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index, Bath Ankylosing Spondylitis Activity Index;
- Methods: task requirement, instrumentation and data acquisition methodology, parameters assessed;
- Main results obtained from gait assessment: clinical measurements of gait (e.g. distance covered in the 6MWT...) and laboratory measurements of gait, (e.g. spatio-temporal parameters, kinematic parameters...) were extracted. For experimental studies, only data from pre-test (before intervention) were extracted.

Means and SDs or medians associated with interquartile ranges or first and third quartiles were extracted.

Two reviewers (JS and CA) independently extracted these data from each included study and compared the data for consistency. Any discrepancies between the two reviewers (JS and CA) were resolved at a consensus meeting. If disagreement persisted, a third reviewer (JV) was consulted to reach a final decision.

Results

The application of the search strategy described above lead to 192 records, 24 full-texts were reviewed, and, of those, 21 were finally included in the review (Figure 1). The characteristics of the 21 studies are presented in Table I, representing a total of 859 patients with AS that had gait assessment.

For most of the 21 included studies, gait assessment was not the primary objective as only 4 had specific gait-based objective (13,14,16,17) and 1 had balance-based objective (27). Most of other studies were experimental and used gait as a secondary outcome of intervention effectiveness. Half of the studies (n=12) had a longitudinal follow-up from 6 weeks to 2 years (28–36) but they were all associated to an intervention. Figure e-1 shows the number and frequency of publication per year of the included studies on gait and AS.

Gait assessments were divided into two distinct categories: (1) clinical measurements of gait using variables extracted from clinical tests; and (2) laboratory measurements of gait using spatio-temporal or kinematic parameters, assessed with electronic walkway, inertial sensors, electrogoniometers or 3D motion analysis, and sometimes associated to ground reaction force dynamometer and/or electromyography. Among the 21 included studies, 16 (76.2%) used clinical measurements to describe gait (27,29–43), while 5 (23.8%) studies used laboratory measurements (13,14,16,17,28). No study combined both clinical and laboratory measurements of gait.

Clinical gait measurements

Tests and protocols described in studies with clinical gait measurements are described in Table III. The descriptions of gait tests were heterogeneous, with some studies giving only the distance walkways (29–31,33,36–38,43), and others describing more precisely the walkways used (41,42). Some studies clearly described the instructions given to the participant before the trials (29,31–33,41–43), 4 studies (25%) mentioned that they followed the American Thoracic Society guidelines (30,35,37,38) and 4 studies (25%) did not mention the instructions (27,34,36,39). No study gave information on the precise instructions provided during the 6MWT.

Table IV depicts the list and values of parameters used in studies with clinical measurements of gait, with the number of studies and percentage out of the 16 studies using the same parameter. The 6-minute Walk Distance (6MWD) was the mostly used clinical gait parameter (27,29–41). Among these 14 studies, only 2 made a comparison with a healthy control group (27,39) yielding different conclusions. Indeed, the first one (39) found a significant reduction of 6MWD (39) in patients with AS compared to healthy controls, while the second one (27) did not report any significant difference between both groups.

Laboratory gait measurements

Table V describes the materials and protocols used in studies using gait laboratory measurements. Materials used for gait assessments were mainly well described (13,14,16,17) except in one study (28). Walkways used and pace were described in three studies (14,16,17), two studies specified the number of trials collected (14,17) and two studies specified the minimum number of steps included in the analysis (13,14,16).

In studies using laboratory measurements of gait, more than 100 different gait parameters (spatio-temporal, kinematic or electromyographic parameters) were reported.

Table VI gives the list and results of spatio-temporal gait parameters used in studies with laboratory measurements of gait. Only one study found that gait velocity (17) was significantly lower in patients with AS, and two studies found lower stride length (13,17) in patients with AS compared to HC. One study used stride width/height parameter and reported significant higher values in AS compared to HC (17). The other spatio-temporal gait parameters were not significantly different between AS and HC.

Table VII provides joint ranges of motion during gait in AS and HC. A significant increase of trunk sagittal ranges of motion during gait cycle was found in AS, with an increase of extension found by Del Din et al. (16) and an increase of flexion found by Zhang et al. (17). Significant decrease of pelvic movements were found for AS (14,16); with an anterior tilt for AS and a posterior tilt for HC (14), and a decrease of pelvic obliquity (16). A significant decrease of sagittal hip movements was reported, with a decrease of hip flexion reported in 3 studies (13,16,17) and a decrease of hip extension reported by 1 study (14). Two studies reported an increase of hip abduction in AS (16,17). Analysis of knee movements shows somewhat contradictory results: Del Din et al. (16) and Zhang et al. (17) reported, respectively, significantly decreased and increased knee flexion in AS, while no significant difference between AS and HC was observed by Zebouni et al. (13). Ankle angles of the sagittal plane were reduced in AS, with a decrease of dorsi flexion at initial contact (16) and a decrease plantar flexion during the gait cycle (17).

Table VIII reports continuous estimate of relative phase, joint moments and peak vertical ground reaction force parameters. Only joint moments were reported by at least 2 studies (16,17). Hip sagittal moments were decreased (in extension (16) or in flexion (17)) in AS. Hip abduction and external rotation moments were also decreased in two studies (16,17) in AS. Knee moments were shown to decrease in extension (16) and to increase in flexion (17) in AS compared to HC.

Only one study reported surface electromyography parameters during gait (Table IX) and correlated gait parameters with clinical values (disease duration, Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index...) (17).

Discussion

In recent years, the evaluation of gait raises interest for a wide range of healthy and pathologic populations (e.g., see (25,44,45) for recent reviews), including patients with AS (Figure e-1). The

present systematic review aimed to compile published studies that have assessed gait in patients with AS, with clinical and/or laboratory measurements, to better understand AS consequences on gait pattern and to help researchers to use the most appropriate gait evaluation in this population. The following recommendations and suggestions for future studies on gait and AS can be outlined.

Study characteristics

For most of included studies, gait assessment was not the primary objective as only 4 had specific gait-based objective (13,14,16,17), and 1 had balance-based objective (27). Most of other studies were experimental and used gait as a secondary outcome of intervention effectiveness. Half of the studies had a longitudinal follow-up from 6 weeks to 2 years (28–36) but they were all associated to an intervention. By its heterogeneous evolution, AS appears hardly predictable (46), and no biomarkers have been reproducibly shown to predict outcomes in this population (47). Thus, the assessment of gait evolution could be helpful to allow prediction of disease and functional evolutions in patients with AS. Indeed, in the older adults and pathological populations, gait has been reported as a predictor of mortality (44), cognitive decline (45,48), or fall risks (49–51).

Clinical gait measurements

Tests and parameters used

By far, the 6MWT was the most commonly used test in included studies (27,29–39,41). As a measure of the submaximal level of functional capacity, the 6MWT appears to be an important clinical test in patients with AS. As patients are asked to choose their own intensity of exercise, the 6MWT captures patients' ability to carry out daily physical activities, at submaximal levels of exertion (52). The 6MWT evaluates exercises responses of numbers of systems in the human body, including cardiac and pulmonary systems (52). The pulmonary system is altered in 40 to 80 % of patients with AS (53), mainly with a restrictive pattern (39,53,54). Factors, leading to AS pulmonary disabilities, are impaired spinal mobility and chest expansion (55), associated to interstitial lung disease, bronchiectasis and apical fibrosis (56). Besides, AS is associated to a significant increase in the risk of myocardial infarction, caused partly by systemic inflammation and high disease activity, that are increasing cardiovascular risks (57).

The 6MWT seems useful in AS follow-up and is applicable in clinical practice. Even if this test is valid (58) and reliable (59,60) in healthy adults, the psychometric properties of these tests have not been specifically tested in patients with AS contrary to other pathologies, such as chronic obstructive pulmonary (61) or cardiac (62) diseases. Besides, no study assessed the minimal detectable change or the minimal clinically important difference on gait outcomes for patients with AS while this measure is useful for clinicians to estimate how much change in an outcome measure is clinically important and meaningful (63).

Test protocols

There were major variations in procedures including tests used, protocols, distance and outcomes in studies using clinical gait measurements (Table III). A variety of tests and methods were used and may be dependent of tester preference and convenience (i.e walkway or material available). Besides, a detailed description of materials and protocols used was lacking in most of the studies. Exact verbal instructions used were briefly described in the 6MWT, while this factor has been shown to significantly increase the six minute walk distance in patients with chronic heart failure and lung disease (64,65). Thus, future studies should pay attention to use standardized protocols and to precisely describe the protocols and instructions provided to the participant.

Laboratory gait measurements

Tests and parameters used

Five studies used laboratory gait measurements allowing the understanding of AS consequences on gait pattern (13,14,16,17,28). Gait was assessed with electronic walkway (28), electrogoniometers (13) or 3D cameras (14,16,17). One study assessed electromyography of lower limb muscles during gait (17). No study combined clinical and laboratory measurements of gait. The instrumentation of clinical tests (e.g. with the use of inertial sensors) allows objective capture of gait pattern that is sometimes called "clinical gait analysis" (66). Inertial sensors allow computation of spatio-temporal and kinematic parameters, either in clinical practice during clinical tests or in an ecological environment (home, work...) (20,67).

In the included studies, the walkways used were of short distance (i.e. 10 meters, Table V) while long distances allow better classification of pathological gait such as diabetes or stroke (68,69). Although it is now recognised that locomotion involves cognitive components (70) no study included in this review assessed the effects of a dual task on gait. Indeed, cognition may be affected in AS as structural changes in the nervous system and neurotransmitters have been highlighted in patients with inflammation and chronic pain (71,72). Patients with AS often have fatigue symptoms, that are potentially associated with brain involvement (73). Previous studies also found that cerebral gray and white matter related to attention were thinner in patients with AS and fatigue (74). The gait dual tasking paradigm allows better classification and diagnosis in populations at risk such as patients with stroke (75), or fallers (76,77), and could allow better classification of patients with AS.

The included studies used more than 100 different gait parameters, with spatio-temporal or kinematic parameters (Table VI, VII, e-1, e-2), and less than 20 were common between 2, 3 or the 4 studies (Table VI).

Test protocols

Discrepancies were found with the protocols and their description in the different studies (Table V). The devices used were clearly described in some studies (13,14,16), but poorly described in another (28). Instructions were not described in all studies and the number of trials performed by each participant was indicated in only 2 studies (14,17). To allow comparisons between studies and replications of the protocols, precise information regarding walkways, instructions, number of trials and number of steps in the analysis, should be implemented.

Gait characteristics in AS

The range of gait tests used across studies and the low number of studies that have involved a healthy control group did not allow us to pool data. Three studies with clinical gait measurements included a healthy control group (27,39,42). One study found a significant reduction of distance during the 6MWT in patients with AS (39), that was not significant in another study (27), or with other clinical tests (i.e. number of oversteps in figure of eight or gait speed at comfortable pace) (27,42).

In studies using spatio-temporal parameters, stride length was significantly decreased in patients with AS compared to controls in Zebouni et al (13) and Zhang et al. (17), while the difference was not significant in Del Din et al (16), and Mangone et al (14). A lower gait velocity in AS compared to HC was reported in the study of Zhang et al. (17), but not in other 3 studies (14,16,28). Cadence was not significantly altered in patients with AS (13,14,17). When gait was assessed with kinematic parameters, significant differences were found between AS and HC in each study (Table VII, e-1) (13,14,16). Zebouni et al found decreased angle of flexion at hip joint of patients with AS compared to healthy controls (13), in line with Del Din et al. where significant alterations in the sagittal plane at each joint (hip, knee, ankle) were found and associated with decreased hip and knee joint extension moments (16). Zhang et al. also found a significant decrease of hip and ankle sagittal movement associated to reduced hip moments and increased hip abduction and external rotation in AS compared to HC. The decrease of hip flexion was partly explained as a combination of hip flexor muscle weakness, hip pain and hamstring muscle spasm (17). In contrast to the results obtained in Del Din et al. study (16), Zhang et al. found that patients with AS increased knee flexion during stance stage, decreased knee flexion during swing stage and increased knee moments (17). The patients included in Zhang et al. had hip involvement identified by radiography that was not the case in other studies and may explain the differences in decreased knee range of motion and increased knee moments as a compensation of reduced hip movement during gait (17). Besides, a reduction of pelvic obliquity (16), and an altered pelvis shoulder coordination in transitions from stance to swing (14), were found and may be explained as a strategy of patients to reduce sacroiliac joints torsion if they have experienced sacroiliac pain (14). Del Din et al. found that patients with AS had lower variability in terms of gait pattern compared to healthy controls, explained by spine rigidity which is the main feature of this pathology (16). Even only few studies used laboratory gait measurements, gait pattern of patients with AS was described as more cautious (13,16), and less stable (14,16), with less variability (16) than healthy controls,

associated to decreased lower limbs angles in the sagittal plane (13,16,17), and pelvic tilt (14,16), that could lead to higher energy consumption (14). However, these results should be taken with caution as case-control studies sample sizes were small (Tables I and II), and comparisons between studies were rather difficult as protocols and parameters used were different.

Conclusion and recommendations

This review included 21 studies relevant to gait and AS. Published data evidence that no consensus exists regarding gait analysis methods for patients with AS. The methodology used to assess gait as well as the description of the testing procedures is quite variable. The 6MWT was the most commonly used clinical test in patients with AS. However, only 2 studies with clinical gait measurements had a healthy control group and, hence, did not allow us to conclude on clinical gait alterations in AS patients.

These clinical tests could benefit of (1) the addition of wearable sensors (e.g. smartphone-based sensors) (78), and (2) the use of the dual task paradigm to better capture gait characteristics (79,80). Indeed, gait of patients with AS was associated with decreased stride length, pelvic movements and lower limbs angles in the sagittal plane, and increased hip abduction and external rotation in 4 studies with laboratory measurements of gait (13,14,16,17) and no study assessed the effect of a dual-task. Besides, no study assessed the evolution of gait pattern in patients with AS along with the natural evolution of the pathology. We can reasonably expect that the combination of both clinical and laboratory measurements of gait in patients with AS would strengthen the capacity to monitor disease's evolution and to predict changes in patients' physical function (81). As observed in other diseases, gait could be a valuable biomarker to predict outcomes in this population.

Based on the results of this review, published studies are encouraging as they provide us the opportunity to propose guidelines to improve the design and methodology for future studies on gait and AS. Future studies should focus on the following recommendations regarding the development of gait assessments in patients with AS:

- Study design: prospective case-control studies and studies assessing psychometric properties of gait tests
- Outcomes: clinical and laboratory gait measurements parameters
- Tests: 6MWT, and gait assessment in a single and dual task paradigm
- Protocols: full description of materials, walkway, environment, instructions gave to the participants, and their footwear

We hope that these recommendations will help to better identify gait characteristics in patients with AS.

References

1. Dean LE, Jones GT, MacDonald AG, Downham C, Sturrock RD, Macfarlane GJ. Global prevalence of ankylosing spondylitis. *Rheumatol Oxf* 2014;53:650–7.
2. Proft F, Poddubnyy D. Ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis: recent insights and impact of new classification criteria. *Ther Adv Musculoskelet Dis* 2018;10:129–139.
3. Ariza-Ariza R, Hernández-Cruz B, Navarro-Sarabia F. Physical function and health-related quality of life of Spanish patients with ankylosing spondylitis. *Arthritis Rheum* 2003;49:483–487.
4. Heijde DM van der, Revicki DA, Gooch KL, Wong RL, Kupper H, Harnam N, et al. Physical function, disease activity, and health-related quality-of-life outcomes after 3 years of adalimumab treatment in patients with ankylosing spondylitis. *Arthritis Res Ther* 2009;11:R124.
5. Khanittanuphong P, Tipchatyotin S. Correlation of the gait speed with the quality of life and the quality of life classified according to speed-based community ambulation in Thai stroke survivors. *NeuroRehabilitation* 2017;41:135–141.
6. Perez-Lloret S, Negre-Page L, Damier P, Delval A, Derkinderen P, Destée A, et al. Prevalence, determinants, and effect on quality of life of freezing of gait in Parkinson disease. *JAMA Neurol* 2014;71:884–890.

7. Price R, Choy NL. Investigating the Relationship of the Functional Gait Assessment to Spatiotemporal Parameters of Gait and Quality of Life of Individuals With Stroke. *J Geriatr Phys Ther* 2018.
8. Warschawski Y, Elbaz A, Segal G, Norman D, Haim A, Jacov E, et al. Gait characteristics and quality of life perception of patients following tibial plateau fracture. *Arch Orthop Trauma Surg* 2015;135:1541–1546.
9. Aydog E, Depedibi R, Bal A, Eksioglu E, Unlu E, Cakci A. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. *Rheumatol Oxf* 2006;45:445–8.
10. Bot SD, Caspers M, Van Royen BJ, Toussaint HM, Kingma I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: a pilot study. *Rheumatol Oxf* 1999;38:441–3.
11. Koca TT, Göğebakan H, Koçyiğit BF, Nacitarhan V, Yildir CZ. Foot functions in ankylosing spondylitis. *Clin Rheumatol* 2018.
12. Helliwell PS, Smeathers JE, Wright V. Shock absorption by the spinal column in normals and in ankylosing spondylitis. *Proc Inst Mech Eng [H]* 1989;203:187–190.
13. Zebouni L, Helliwell PS, Howe A, Wright V. Gait analysis in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 1992;51:898–9.
14. Mangone M, Scettri P, Paoloni M, Procaccianti R, Spadaro A, Santilli V. Pelvis-shoulder coordination during level walking in patients with ankylosing spondylitis. *Gait Posture* 2011;34:1–5.
15. Bianchi L, Angelini D, Orani GP, Lacquaniti F. Kinematic coordination in human gait: relation to mechanical energy cost. *J Neurophysiol* 1998;79:2155–2170.
16. Del Din S, Carraro E, Sawacha Z, Guiotto A, Bonaldo L, Masiero S, et al. Impaired gait in ankylosing spondylitis. *Med Biol Eng Comput* 2011;49:801–9.
17. Zhang G, Li J, Xia Z, Xu W. The gait deviations of ankylosing spondylitis with hip involvement. *Clin Rheumatol* 2019;38:1163–1175.
18. Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors* 2014;14:3362–3394.
19. Cimolin V, Galli M. Summary measures for clinical gait analysis: a literature review. *Gait Posture* 2014;39:1005–1010.
20. Iosa M, Picerno P, Paolucci S, Morone G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Rev Med Devices* 2016;13:641–659.
21. Soulard J, Vuillerme N, Vaillant J. Gait Characteristics in Patients With Ankylosing Spondylitis: Protocol for a Systematic Review. *JMIR Res Protoc* 2019;8:e12470.
22. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, Prisma Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *PLoS Med* 2009;6:e1000097.
23. Verhoeven F, Guillot X, Prati C, Mouglin F, Tordi N, Demougeot C, et al. Aerobic exercise for axial spondyloarthritis - its effects on disease activity and function as compared to standard physiotherapy: A systematic review and meta-analysis. *Int J Rheum Dis* 2018.
24. Zão A, Cantista P. The role of land and aquatic exercise in ankylosing spondylitis: a systematic review. *Rheumatol Int* 2017;37:1979–1990.
25. Boyer KA, Johnson RT, Banks JJ, Jewell C, Hafer JF. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Exp Gerontol* 2017;95:63–70.
26. Stebbins J, Trinler UK, Baker R, Brunner R, Wren T, Theologis T. Recommendations for reporting gait studies. *Gait Posture* 2015;41:339–40.
27. Çınar E, Akkoç Y, Karapolat H, Durusoy R, Keser G. Postural deformities: potential morbidities to cause balance problems in patients with ankylosing spondylitis? *Eur J Rheumatol* 2016;3:5–9.
28. Barkham N, Coates LC, Keen H, Hensor E, Fraser A, Redmond A, et al. Double-blind placebo-controlled trial of etanercept in the prevention of work disability in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 2010;69:1926–1928.
29. Durmuş D, Alaylı G, Uzun O, Tander B, Cantürk F, Bek Y, et al. Effects of two exercise interventions on pulmonary functions in the patients with ankylosing spondylitis. *Jt Bone Spine Rev Rhum* 2009;76:150–155.

30. Jennings F, Oliveira HA, Souza MC de, Cruz V da G, Natour J. Effects of Aerobic Training in Patients with Ankylosing Spondylitis. *J Rheumatol* 2015;42:2347–2353.
31. Karapolat H, Eyigor S, Zoghi M, Akkoc Y, Kirazli Y, Keser G. Are swimming or aerobic exercise better than conventional exercise in ankylosing spondylitis patients? A randomized controlled study. *Eur J Phys Rehabil Med* 2009;45:449–457.
32. Lubrano E, D'Angelo S, Parsons WJ, Serino F, Tanzillo AT, Olivieri I, et al. Effects of a combination treatment of an intensive rehabilitation program and etanercept in patients with ankylosing spondylitis: a pilot study. *J Rheumatol* 2006;33:2029–2034.
33. Ortancil O, Sarikaya S, Sapmaz P, Basaran A, Ozdolap S. The effect(s) of a six-week home-based exercise program on the respiratory muscle and functional status in ankylosing spondylitis. *J Clin Rheumatol Pract Rep Rheum Musculoskelet Dis* 2009;15:68–70.
34. Rocha-Muñoz AD, Brambila-Tapia AJL, Zavala-Cerna MG, Vásquez-Jiménez JC, De la Cerda-Trujillo LF, Vázquez-Del Mercado M, et al. Influence of Anti-TNF and Disease Modifying Antirheumatic Drugs Therapy on Pulmonary Forced Vital Capacity Associated to Ankylosing Spondylitis: A 2-Year Follow-Up Observational Study. *J Immunol Res* 2015;2015. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4452441/>. Accessed December 3, 2018.
35. So MW, Heo HM, Koo BS, Kim Y-G, Lee C-K, Yoo B. Efficacy of incentive spirometer exercise on pulmonary functions of patients with ankylosing spondylitis stabilized by tumor necrosis factor inhibitor therapy. *J Rheumatol* 2012;39:1854–1858.
36. Souza MC de, Jennings F, Morimoto H, Natour J. Swiss ball exercises improve muscle strength and walking performance in ankylosing spondylitis: a randomized controlled trial. *Rev Bras Reumatol* 2017;57:45–55.
37. Basakci Calik B, Gur Kabul E, Taskin H, Telli Atalay O, Bas Aslan U, Tasci M, et al. The efficiency of inspiratory muscle training in patients with ankylosing spondylitis. *Rheumatol Int* 2018;38:1713–1720.
38. Basakci Calik B, Pekesen Kurtca M, Gur Kabul E, Telli Atalay O, Taskin H, Yigit M, et al. Investigation of the effectiveness of aerobic exercise training in individuals with ankylosing spondylitis: Randomized controlled study. *Mod Rheumatol* 2020:1–9.
39. Brambila-Tapia AJL, Rocha-Muñoz AD, Gonzalez-Lopez L, Vázquez-Del-Mercado M, Salazar-Páramo M, Dávalos-Rodríguez IP, et al. Pulmonary function in ankylosing spondylitis: association with clinical variables. *Rheumatol Int* 2013;33:2351–2358.
40. Coksevim NH, Durmus D, Kuru O. Effects of global postural reeducation exercise and anti-TNF treatments on disease activity, function, fatigue, mobility, sleep quality and depression in patients with active Ankylosing spondylitis: A prospective follow-up study. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2018;31:1005–1012.
41. Er G, AngIn E. Determining the relationship of kinesiophobia with respiratory functions and functional capacity in ankylosing spondylitis. *Medicine (Baltimore)* 2017;96. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5521899/>. Accessed December 3, 2018.
42. Halvorsen S, Vøllestad NK, Fongen C, Provan SA, Semb AG, Hagen KB, et al. Physical fitness in patients with ankylosing spondylitis: comparison with population controls. *Phys Ther* 2012;92:298–309.
43. Mengshoel AM, Jokstad K, Bjerkhoel F. Associations between walking time, quadriceps muscle strength and cardiovascular capacity in patients with rheumatoid arthritis and ankylosing spondylitis. *Clin Rheumatol* 2004;23:299–305.
44. Veronese N, Stubbs B, Volpato S, Zuliani G, Maggi S, Cesari M, et al. Association Between Gait Speed With Mortality, Cardiovascular Disease and Cancer: A Systematic Review and Meta-analysis of Prospective Cohort Studies. *J Am Med Dir Assoc* 2018;19:981–988.e7.
45. Kikkert LHJ, Vuillerme N, Campen JP van, Hortobágyi T, Lamothe CJ. Walking ability to predict future cognitive decline in old adults: A scoping review. *Ageing Res Rev* 2016;27:1–14.
46. Lukas C, Dougados M, Combe B. Factors associated with a bad functional prognosis in early inflammatory back pain: results from the DESIR cohort. *RMD Open* 2016;2. Available at: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4746580/>. Accessed January 30, 2019.
47. Reveille JD. Biomarkers for diagnosis, monitoring of progression, and treatment responses in ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis. *Clin Rheumatol* 2015;34:1009–1018.

48. Beauchet O, Annweiler C, Callisaya ML, De Cock A-M, Helbostad JL, Kressig RW, et al. Poor Gait Performance and Prediction of Dementia: Results From a Meta-Analysis. *J Am Med Dir Assoc* 2016;17:482–490.
49. Allali G, Ayers EI, Holtzer R, Verghese J. The role of Postural instability/gait difficulty and Fear of falling in predicting falls in non-demented older adults. *Arch Gerontol Geriatr* 2017;69:15–20.
50. Marques NR, Spinoso DH, Cardoso BC, Moreno VC, Kuroda MH, Navega MT. Is it possible to predict falls in older adults using gait kinematics? *Clin Biomech Bristol Avon* 2018;59:15–18.
51. Mortaza N, Abu Osman NA, Mehdikhani N. Are the spatio-temporal parameters of gait capable of distinguishing a faller from a non-faller elderly? *Eur J Phys Rehabil Med* 2014;50:677–691.
52. ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories. ATS statement: guidelines for the six-minute walk test. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;166:111–117.
53. Dincer U, Cakar E, Kiralp MZ, Bozkanat E, Kilac H, Dursun H. The pulmonary involvement in rheumatic diseases: pulmonary effects of ankylosing spondylitis and its impact on functionality and quality of life. *Tohoku J Exp Med* 2007;212:423–430.
54. Sampaio-Barros PD, Cerqueira EMFP, Rezende SM, Maeda L, Conde RA, Zanardi VA, et al. Pulmonary involvement in ankylosing spondylitis. *Clin Rheumatol* 2007;26:225–230.
55. Berdal G, Halvorsen S, Heijde D van der, Mowe M, Dagfinrud H. Restrictive pulmonary function is more prevalent in patients with ankylosing spondylitis than in matched population controls and is associated with impaired spinal mobility: a comparative study. *Arthritis Res Ther* 2012;14:R19.
56. Fenlon HM, Casserly I, Sant SM, Breatnach E. Plain radiographs and thoracic high-resolution CT in patients with ankylosing spondylitis. *AJR Am J Roentgenol* 1997;168:1067–1072.
57. Mathieu S, Soubrier M. Cardiovascular events in ankylosing spondylitis: a 2018 meta-analysis. *Ann Rheum Dis* 2018.
58. Proessel F, Swanson CW, Rudroff T, Fling BW, Tracy BL. Good agreement between smart device and inertial sensor-based gait parameters during a 6-min walk. *Gait Posture* 2018;64:63–67.
59. Janaudis-Ferreira T, Sundelin G, Wadell K. Comparison of the 6-minute walk distance test performed on a non-motorised treadmill and in a corridor in healthy elderly subjects. *Physiotherapy* 2010;96:234–239.
60. Meys R, Schiefer M, Nijs SB de, Bindels H, Kruif MD de. Measurement of Dynamic Hyperinflation During the 6-Minute Walk Test Using a Mobile Device. *Respir Care* 2019;64:182–188.
61. Liu Y, Li H, Ding N, Wang N, Wen D. Functional Status Assessment of Patients With COPD: A Systematic Review of Performance-Based Measures and Patient-Reported Measures. *Medicine (Baltimore)* 2016;95:e3672.
62. Bellet RN, Adams L, Morris NR. The 6-minute walk test in outpatient cardiac rehabilitation: validity, reliability and responsiveness—a systematic review. *Physiotherapy* 2012;98:277–286.
63. Fulk GD, He Y. Minimal Clinically Important Difference of the 6-Minute Walk Test in People With Stroke. *J Neurol Phys Ther JNPT* 2018;42:235–240.
64. Guyatt GH, Pugsley SO, Sullivan MJ, Thompson PJ, Berman L, Jones NL, et al. Effect of encouragement on walking test performance. *Thorax* 1984;39:818–822.
65. Weir NA, Brown AW, Shlobin OA, Smith MA, Reffett T, Battle E, et al. The influence of alternative instruction on 6-min walk test distance. *Chest* 2013;144:1900–1905.
66. Paul JP. Gait analysis. *Ann Rheum Dis* 1989;48:179–181.
67. Engelhard MM, Dandu SR, Patek SD, Lach JC, Goldman MD. Quantifying Six-Minute Walk Induced Gait Deterioration with Inertial Sensors in Multiple Sclerosis Subjects. *Gait Posture* 2016;49:340–345.
68. Najafi B, Khan T, Fleischer A, Wrobel J. The impact of footwear and walking distance on gait stability in diabetic patients with peripheral neuropathy. *J Am Podiatr Med Assoc* 2013;103:165–173.
69. Carvalho C, Sunnerhagen KS, Willén C. Walking speed and distance in different environments of subjects in the later stage post-stroke. *Physiother Theory Pract* 2010;26:519–527.
70. Bayot M, Dujardin K, Tard C, Defebvre L, Bonnet CT, Allart E, et al. The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiol Clin Clin Neurophysiol* 2018;48:361–375.

71. Schmidt-Wilcke T, Leinisch E, Gänsbauer S, Draganski B, Bogdahn U, Altmeyden J, et al. Affective components and intensity of pain correlate with structural differences in gray matter in chronic back pain patients. *Pain* 2006;125:89–97.
72. Schwartz M, Kipnis J, Rivest S, Prat A. How do immune cells support and shape the brain in health, disease, and aging? *J Neurosci Off J Soc Neurosci* 2013;33:17587–17596.
73. Li T, Zhou L, Zhao H, Song J, Wang X, Liu S, et al. Fatigue in Ankylosing Spondylitis Is Associated With Psychological Factors and Brain Gray Matter. *Front Med* 2019;6:271.
74. Wu Q, Inman RD, Davis KD. Fatigue in ankylosing spondylitis is associated with the brain networks of sensory salience and attention. *Arthritis Rheumatol Hoboken NJ* 2014;66:295–303.
75. Yang L, Lam FM, Huang M, He C, Pang MY. Dual-task mobility among individuals with chronic stroke: changes in cognitive-motor interference patterns and relationship to difficulty level of mobility and cognitive tasks. *Eur J Phys Rehabil Med* 2018;54:526–535.
76. Montero-Odasso M, Muir SW, Speechley M. Dual-task complexity affects gait in people with mild cognitive impairment: the interplay between gait variability, dual tasking, and risk of falls. *Arch Phys Med Rehabil* 2012;93:293–299.
77. Springer S, Giladi N, Peretz C, Yogev G, Simon ES, Hausdorff JM. Dual-tasking effects on gait variability: the role of aging, falls, and executive function. *Mov Disord Off J Mov Disord Soc* 2006;21:950–957.
78. Hanton CR, Kwon Y-J, Aung T, Whittington J, High RR, Goulding EH, et al. Mobile Phone-Based Measures of Activity, Step Count, and Gait Speed: Results From a Study of Older Ambulatory Adults in a Naturalistic Setting. *JMIR MHealth UHealth* 2017;5:e104.
79. Manor B, Yu W, Zhu H, Harrison R, Lo O-Y, Lipsitz L, et al. Smartphone App-Based Assessment of Gait During Normal and Dual-Task Walking: Demonstration of Validity and Reliability. *JMIR MHealth UHealth* 2018;6:e36.
80. Auvinet B, Touzard C, Montestruc F, Delafond A, Goeb V. Gait disorders in the elderly and dual task gait analysis: a new approach for identifying motor phenotypes. *J Neuroengineering Rehabil* 2017;14:7.
81. Doran MF, Brophy S, MacKay K, Taylor G, Calin A. Predictors of longterm outcome in ankylosing spondylitis. *J Rheumatol* 2003;30:316–320.

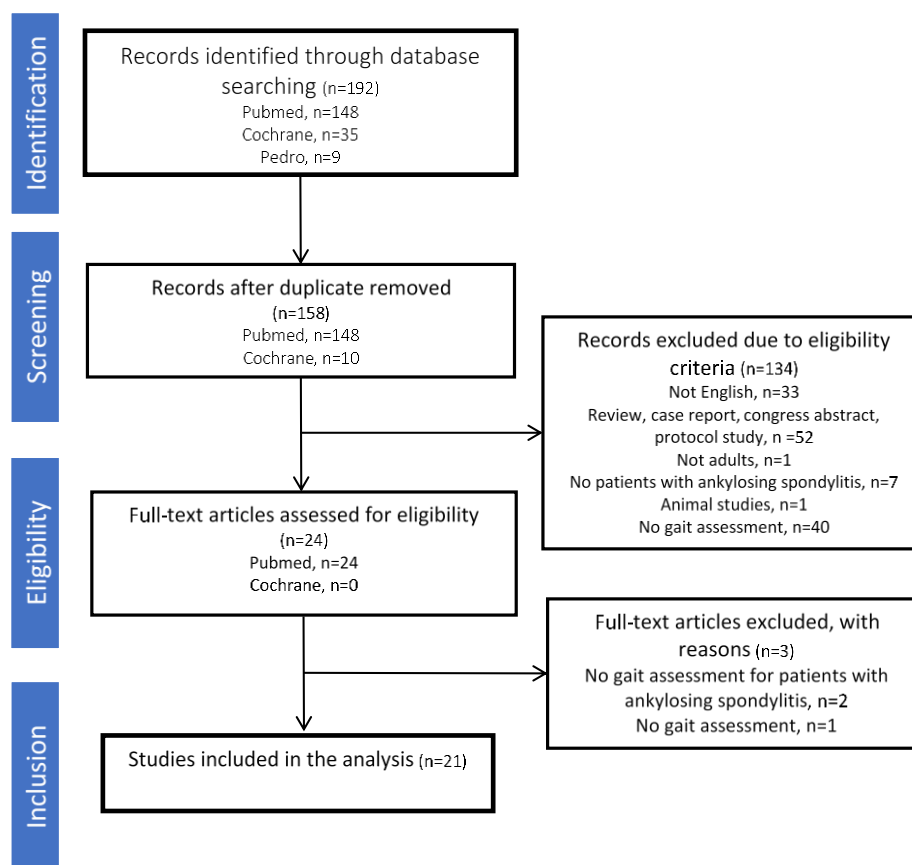


Figure 1: PRISMA flow chart of the selection process (searches updated April 22, 2020)

Table I. Characteristics of included studies (n=21)

| Study | Year | Main objective | Intervention | AS characteristics (with gait measurements) | HC characteristics (if included) | Length of follow up |
|----------------------------|------|--|---|---|----------------------------------|---------------------|
| Barkham et al. (28) | 2010 | To determine whether etanercept improves work instability as measured by the ankylosing spondylitis work instability scale | Yes (2 groups: etanercept vs placebo), randomized | N = 32, 32M (out of 40) Age = 40.1 ±9.9 (for 40) AS duration = 15.5 | | 12 weeks |
| Basakci Calik et al. (37) | 2018 | To investigate the effects of inspiratory muscle training (IMT) on respiratory muscles and functional exercise capacity, as well as on the specific outcomes of the disease in AS patients | Yes (2 groups: IMT + conventional exercise vs conventional exercise program only), randomized | N = 32, 14M Age = 37.4 ±10.2 AS duration = 7.9 | | 12 weeks |
| Basakci Calik et al (38) | 2020 | To investigate the effect of the addition of aerobic training to spinal mobility exercises on disease specific outcomes and functional exercise capacity, aerobic capacity and respiratory muscle strength of AS patients. | Yes (2 groups: aerobic exercise +supervised spinal mobility exercises vs supervised spinal mobility exercises only), randomized | N = 31, 12M Age = 44.7 ±11.5 AS duration = NR | | 6 months |
| Brambila-Tapia et al. (39) | 2013 | To evaluate the association between pulmonary function and clinical variables in AS, and to compare the pulmonary function of patients with AS with that of controls | No | N = 61, 45M Age = 39 AS duration = NR | N = 74, 48M Age = 38 | once |

| | | | | | | |
|--------------------------------|------|---|---|---|----------------------------------|----------|
| Çınar et al. (27) | 2016 | To assess the impact of postural deformities caused by ankylosing spondylitis on balance problems | No | N = 29, 25M Age = 44.3 ±8.8 AS duration = 9.0 | N = 21, 16M Age = 36.8 ±9.7 | once |
| Coksevim et al. (40) | 2018 | To investigate the effects of combination therapy with global postural reeducation exercise (GPR) and anti-TNF treatments on clinical parameters in patients with active AS | Yes, (3 groups: anti-TNF therapy + GPR program vs anti-TNF + conventional exercise therapy vs control), not randomized | N = 60, 42M Age = 33.5 ±10.9 AS duration = 6.6 | | 3 months |
| Del Din et al. (16) | 2011 | Aim at evaluating AS subjects gait alterations | No | N = 12, 8M Age = 49.4 ±10.5 AS duration = 9.2 | N = 12, 8M Age = 55.7 ±3.2 | once |
| Durmus et al. (29) | 2009 | To evaluate the impact of two different home based daily exercise programs on pulmonary functions in patients with AS | Yes (3 groups: exercises based on the treatment of shortened muscle chains, conventional exercise, routine treatment), not randomized | N = 51, 43M Age = 38.7 ±8.7 AS duration = 12.2 | | 12 weeks |
| Er et Angln (41) | 2017 | Investigate the effects of kinesiophobia in AS on pulmonary functions tests and functional performance | No | N = 31, 19M Age = 47.4 ±14.0 AS duration = 21.3 | | once |
| Halvorson et al. (42) | 2012 | To compare physical fitness in patients with AS and controls AND to explore associations between physical fitness and disease activity in the patient group | No | N = 149, 92M Age = 49.4 ±11 AS duration = 23 | N = 133, 77M Age = 52.6 ±11.3 | once |
| Jennings et al. (30) | 2015 | To evaluate the effects of aerobic exercise in patients with AS | Yes (2 groups: aerobic exercise + stretching vs stretching alone), randomized Yes (3 groups: swimming + | N = 70, 49M Age = 41.5 ±9.6 AS duration = 14.7 | | 2 years |
| Karapolat et al. (31) | 2009 | To compare the effects of conventional exercise, swimming and walking on pulmonary function | conventional exercise vs walking + conventional exercise vs conventional exercise alone), randomized | N = 45, 27M Age = 48.5 ±11.8 AS duration = 18.9 | | 6 weeks |
| Lubrano et al. (32) | 2006 | To determine the effects of a combination treatment including rehabilitation and etanercept versus rehabilitation only, on function, disability, and quality of life in a group of patients with active AS. | Yes (for all patients: intensive standardized exercise program), cross-over design | N = 19, 16M Age = 41.3 ±8.6 AS duration = 9.3 | | 9 months |
| Mangone et al. (14) | 2011 | To assess whether pelvis shoulder coordination during walking in AS patients differs from that in healthy subjects | No | N = 17, 15M Age = 47 ±21.9 AS duration = 15 | N = 10, 9M Age = 38.7 ±14.5 | once |
| Mengshoel et al. (43) | 2004 | To examine whether there are any associations between walking time, quadriceps muscle strength and cardiovascular capacity in patient with RA and AS | No | N = 26, 15M Age = 42 ±9 AS duration = 16 | | once |
| Ortancil et al. (33) | 2009 | To determine the effects of a 6 week home based exercise program on the respiratory muscle and energy cost in AS To evaluate the effect of anti-TNF agents | Yes (for all patients: breathing and upper extremity exercises) | N = 22, 17M Age = 42.4 ±9 AS duration = 7 | | 6 weeks |
| Rocha-Munoz et al. (34) | 2015 | plus synthetic disease modifying antirheumatic drugs (DMARDs) versus DMARDs alone for ankylosing spondylitis (AS) with reduced pulmonary function vital capacity (FVC%). | Yes (2 groups: DMARDs + anti-TNF vs DMARDs alone), not randomized | N = 36, 28M Age = 42.8 ^a AS duration = 12.78 | | 2 years |

| | | | | | | |
|----------------------------|------|---|---|---|----------------------------------|----------|
| So et al. (35) | 2012 | To evaluate the effect of combining incentive spirometer exercise (ISE) with a conventional exercise (CE) on patients with AS stabilized by TNF | Yes (2 groups: conventional exercises + incentive spirometer exercises vs conventional exercises), randomized | N = 46, 44M Age = 36.3 ±7.5 AS duration = 12.55 | | 16 weeks |
| Souza et al. (36) | 2017 | To evaluate the effectiveness of a progressive muscle strengthening program using a Swiss ball for AS patients | Yes (2 groups: medical treatment + swiss ball exercises vs medical treatment alone), randomized | N = 60, 44M Age = 44.4 ±10 AS duration = 9.2 | | 16 weeks |
| Zebouni et al. (13) | 1992 | To compare gait pattern of 12 patients with AS with axial disease with that of 11 healthy controls | No | N = 12, 8M Age = 46.5 (28-70) ^a AS duration = 14 | N = 11, 9M Age = 39.5 (26-60) | once |
| Zhang et al. (17) | 2019 | To investigate the gait deviations of AS patients with hip involvement. | No | N = 18, 18M Age = 40.2 ±6.4 AS duration = 14.1 | N = 18, 18M Age = 40.7 ±5.3 | once |

^a Values are mean ±standard deviation, except for studies with ^a which is median associated to 1st and 3rd quartile
Abbreviations: AS = ankylosing spondylitis, HC = Healthy controls, M = male, NR = non reported

Table II. Frequency of study design of included studies (n=21)

| Study design | Number of of studies (%) | Studies |
|--|--------------------------|---|
| Observational study | 2 (9.5) | Er et AngIn (41), Mengshoel (43) |
| Observational prospective cohort | 0 | |
| Observational case-control study | 7 (33.3) | Brambila-Tapia (39), Cinar (27), Del Din (16), Halvorsen (42), Mangone (14), Zebouni (13), Zhang (17) |
| Experimental cross over study | 1 (4.8) | Lubrano (32) |
| Experimental non randomized open label uncontrolled study | 1 (4.8) | Ortancil (33) |
| Experimental non randomized open label controlled study | 2 (5.9) | Rocha-Munoz (34), Coksevim (40) |
| Experimental randomized open label controlled study | 5 (23.8) | Durmus (29), Karapolat (31), So (35), Basakci Calik (37,38) |
| Experimental randomized controlled study with a blind evaluator | 2 (9.5) | Jennings (30), Souza (36) |
| Experimental randomized double blind study | 1 (4.8) | Barkham (28) |

Table III. Description of the tests and protocols used in studies with clinical measurements of gait (n=16)

| Study | Year | Tests and protocols descriptions |
|-----------------------------------|------|--|
| Basakci Calik et al. (37) | 2018 | “Exercise capacity was measured using the 6MWT) The test was performed in a 30-m corridor in accordance with the testing guidelines [ATS guidelines]. Prior to the test, perceived resting heart rate, resting peripheral oxygen saturation, and resting blood pressure were measured.” |
| Basakci Calik et al (38) | 2020 | “Exercise capacity was measured using the 6MWT. The test was performed in a 30m corridor in accordance with the test guidelines [ATS guidelines]. Prior to the test, perceived resting heart rate, resting peripheral oxygen saturation, and resting blood pressure were measured.” |
| Brambila-Tapia et al. (34) | 2013 | « Functional capacity, related with cardiopulmonary function, was measured with the 6-min walk test » |
| Çınar et al. (27) | 2015 | Gait speed, 6MWT |
| Coksevim et al. (40) | 2018 | “The 6 min walk distance (6MWD) test was used as a test of objective assessment of functional performance and endurance. Subjects were given the same standard verbal instructions before each test and instructed to walk their maximum distance in a 6 min period.” |
| Durmus et al. (29) | 2009 | 6MWT: “Subjects completed this test on a 42.6-m walkway. Subjects were given the same standard verbal instructions before each test and instructed to walk their maximum distance in a 6-min period. The total distance covered in meters during the 6 min of walking was used as the score for each session.” |

| | | |
|--------------------------------|------|---|
| Er et AngIn (41) | 2017 | 6MWT: "straight enclosed environment designated by cones on a track of 30m of length, which is not slippery and not containing material that would obstruct the individual. With the command "start", the individual walks on a track on a self-adjusted fast speed for 6 minutes. At the end of 6 minutes, they stop with the command "stop" and they are given a chair in the stopping point to rest. The distance covered by the individual in 6 minutes is calculated in units of meters and recorded" |
| Halvorsen et al. (42) | 2012 | "Walking in a figure-of-eight pattern was used to assess dynamic balance. This test was reported to have good interrater reliability (r=.98) and test-retest reliability (standard error of measurement=2) in a group of patients with moderate disability. Two double circles were put together to form a figure-of-eight, which was marked on the floor (the inner circles with a diameter of 1.5 m, the outer circles with a diameter of 1.8 m). The participants were asked to walk the figure-of-eight twice without shoes, and the number of steps on lines and outside the figure were counted as the score. |
| Jennings et al. (30) | 2015 | "The 6MWT was performed on a 22-m indoor track following the guidelines of the American Thoracic Society." |
| Karapolat et al. (31) | 2009 | "The 6MWT was performed at least four hours before cardiopulmonary exercise test. Participants walked up and down on a 20-m hallway for a period of six minutes at their own pace. Patients were permitted to stop and rest and were instructed to continue walking as soon as they felt able to do so. The distance walked by each subject was recorded in meters" |
| Lubrano et al. (32) | 2006 | 6MWT: It was carried out on a level hallway, and was supervised by a physician. Patients were instructed to cover the greatest distance possible during the allotted time, at a self-administered walking speed, pausing to rest as needed. The total distance in meters during the 6MWT was recorded. |
| Mengshoel et al. (43) | 2004 | "Flat floor walking time was assessed by measuring the time it took the patients to walk 160 m as fast as they could without running on a flat floor (...) All the patients wore shoes during the tests." |
| Ortancil et al. (33) | 2009 | 6MWT: "at a 20-m length corridor, with heart rate at the beginning and the end, walk as fast as they could" |
| Rocha-Munoz et al. (34) | 2015 | 6MWT, no more precisions |
| So et al. (35) | 2012 | "The 6-min walk distance (6MWD) test was used to objectively assess functional performance and endurance. The 6MWD test was performed according to modified American Thoracic Society guidelines." |
| Souza et al. (36) | 2017 | 6MWT: "6-minute walking test (6MWT) that is a functional test that assess distance walked over 6 min in a 22-meter indoor track." |

Abbreviations: 6MWT: 6 Minute Walk Test, ATS: American Thoracic Society

Table IV. List and values of parameters used in studies with clinical measurements of gait (n=16)

| Gait parameters | Number of studies (%) | Studies | Results | Sign. |
|---|-----------------------|----------------------------|---|---------------|
| 6MWD (meters) | n=14 (87.5) | Basakci Calik et al. (37) | AS = 504.9 ±59.4 | P<0.001 NS |
| | | Basakci Calik et al. (38) | AS = 504.0 ±88.4 | |
| | | Brambila-Tapia et al. (39) | AS = 324 ^a , HC = 520 ^a | |
| | | Çınar et al. (27) | AS = 407 ±142, HC = 599 ±98 | |
| | | Coksevim et al. (40) | AS = 560.7 ±65.3 | |
| | | Durmus et al. (29) | AS = 548.5 ±87.6 | |
| | | Er et AngIn (41) | AS = 445.88 ±99.5 | |
| | | Jennings (30) | AS = 433.0 ±57.8 | |
| | | Karapolat (31) | AS = 388.3 ±88.0 | |
| | | Lubrano (32) | AS = 242.2a | |
| | | Ortancil (33) | AS =574.2 ±94.5 | |
| | | Rocha-Munoz (34) | AS =299.8 | |
| | | So (35) | AS =515.7 ±60.3 | |
| Souza (36) | AS = 441.43 ±57.2 | | | |
| Number of oversteps in figure of eight | n=1 (0.07) | Halvorsen et al. (42) | AS = 2.0 ±0.59, HC = 2.5 ±0.24 | NS |
| Gait speed at comfortable pace (m/s) | n=1 (0.07) | Çınar et al. (27) | AS = 0.9 ±0.2, HC = 0.9 ±0.1 | NS |

Time to walk 160 m at fast pace (s) n=1 (0.07) Mengshoel (43) 86 ±13

Values are mean ±standard deviation with values of patients with AS / healthy controls, except for studies with ^a which is median. Abbreviations: Sign.=Significance with healthy controls, AS=patients with ankylosing spondylitis, HC=Healthy controls, 6MWD = 6-minute walk distance

Table V. Description of materials and protocols used in studies with laboratory measurements of gait (n=5)

| Author | Year | Materials descriptions | Protocols description |
|----------------------------|------|---|--|
| Barkham et al. (28) | 2010 | « using an electronic walkway » | Not precised |
| Del Din et al. (16) | 2011 | <p>“The instrumental assessment of gait was performed using a six cameras stereophotogrammetric BTS motion capture system (60–120 Hz) synchronized with two Bertec force plates (FP4060-10) and integrated with two Imago S.n.c plantar pressure systems (0.64 cm² resolution, 150 Hz). A full-body marker set was used [20, 25]: 24 reflective markers were placed on the subjects at anatomical landmarks of head, trunk, thigh, shank, foot, while 24 reflective markers were used for the six clusters (each formed by four markers) of pelvis, thigh and shank</p> | <p>“the subject was asked to perform independent barefoot gaits by walking along a 10-m walkway, at a self-selected speed, so that the target foot would naturally land on the compound instrument made with both the force and pressure plates. At least three left and right foot strikes were acquired.”</p> |
| Mangone et al. (14) | 2011 | <p>“Gait analysis was performed using the ELITE stereophotogrammetric system (BTS, Milano, Italy), with 8 infrared video cameras for the acquisition of the kinematic variables. Kinematic data were acquired and digitized with a sampling rate of 100 Hz and were filtered using a fourth-order, zero lag, low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 6 Hz.”...</p> <p>“Three-dimensional marker trajectories during walking were obtained by means of a frame-by-frame tracking system (Tracklab, BTS, Milano, Italy), and joint angular excursion, defined as a rotation of the distal segment relative to the proximal segment in our biomechanical model [20], was calculated; joint excursion data were normalized to the stride duration and reduced to 100 samples over the GC.”</p> <p>“Two strides in each trial were considered for the analysis. A stride was considered as the time between two consecutive heel-floor contacts of the same limb and was subdivided in a stance phase (from the 1st heel contact to toe-off) and a swing phase (from toe-off to the 2nd heel contact). The stance phase was further divided into the following sub-phases: loading response (LR) (0–12% of gait cycle [GC]); mid-stance (MS) (13–30% of GC); terminal stance (TS) (31–50% of GC) and pre-swing (PSw) (51–60% of GC).</p> | <p>“A standing trial was performed before each session started in order to determine the off-set angles. Subjects were then instructed to walk at a self-selected speed along a level surface approximately 10 m in length. Five trials were acquired for each subject in both groups, the mean values of the kinematic variables being used for the analysis.”</p> |
| Zebouni et al. (13) | 1992 | <p>“The MIE gait analysis system was used, which measures hip and knee angles by electrogoniometers attached to the hips and knees.”</p> <p>“The readings were relayed by a transmitter attached to a belt into a data analysis system which gave a digital and graphic display of the readings at each gait cycle. A minimum of two strides was used to calculate the mean of the data. Reproducibility studies were carried out using three stride lengths. This method of gait analysis needs the minimum of training, is easy to operate, and is practical to use in a general ward. The procedure took 50-60 minutes. At the end of the procedure the patient was disconnected from the measuring apparatus and timed while walking a short measured distance to calculate the stride length. The data were obtained during level walking.”</p> | <p>The data were obtained during level walking.</p> |
| Zhang et al. (17) | 2019 | <p>“Kinematic data were acquired utilising a 10-camera, three-dimensional motion-capture system (Vicon, Oxford, UK, 100 Hz). This approach was combined with data derived from a ground reaction force dynamometer (Kistler, Switzerland, 1000 Hz) to derive three dimensional kinetics variables. A total of 51 reflective markers were placed on the subjects at the following anatomical land marks: head, trunk, arms, pelvis, thighs, shanks and feet. Raw kinematic and kinetic data (C3D file format) were imported to Visual 3D software (C-Motion, Inc., USA) to filter and compute the gait parameters. Marker trajectories were filtered using a 4th-order zero-lag low-pass Butterworth filter, with a cutoff frequency of 10 Hz. (...) Kinetic parameters, including ground reaction force (GRF) and joint moments, were filtered using a 4thorder, zero-lag, low-pass Butterworth filter with a cut-off frequency of 50 Hz. Active surface electrodes (Trigno Wireless EMG System, Delsys, USA, sample rate 2000 Hz) were used to record surface electromyography (sEMG) signals. The sEMG for the bilateral gluteus maximus, gluteus medius, rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior and gastrocnemius of each patient was measured. The</p> | <p>The gait test was performed across a distance of 10 m, as determined by the length of the laboratory. Participants were instructed to ambulate at a comfortable pace, and gait cycles for each limb were recorded across three trials at our laboratory. Patients were allowed to rest; however, they were not given any physical assistance during the test.</p> |

electrodes were placed on the muscle bellies of each muscle. The placement of the respective surface muscle electrode was according to the predecessor's reference. Integrated electromyography and root mean square amplitude were used to evaluate muscle function while the patient was walking in circles."

Table VI. List and values of spatio-temporal gait parameters used in studies with laboratory measurements to compare AS and HC groups (n=5)

| Gait parameters | Number of studies | Study | Sign. | Results (mean \pm sd) or direction of difference ($\uparrow\downarrow$) |
|-----------------------------------|-------------------|---------------------|------------------|---|
| Spatio-temporal parameters | | | | |
| Cycle time in seconds | 1 | Zebouni (13) | NS | AS = 0.59 \pm 0.05, HC = 0.58 \pm 0.04 |
| Gait velocity in m/second | 4 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 1.05 \pm 0.23, HC = 1.12 \pm 0.25 |
| | | Mangone et al. (14) | NS | AS = 0.94 \pm 0.2, HC = 0.96 \pm 0.2 |
| | | Barkham et al. (17) | NA | AS = 1.10 \pm 0.23 ^a |
| | | Zhang et al. (17) | p=0.009 | AS = 1.14 \pm0.21, HC = 1.25 \pm0.09 |
| Stride length in m | 4 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 0.98 \pm 0.58, HC = 1.29 \pm 0.30 |
| | | Mangone et al. (14) | NS | AS = 1.09 \pm 0.1, HC = 1.14 \pm 0.2 |
| | | Zebouni et al. (13) | p<0.05 | AS = 0.58 \pm0.11, HC = 0.72 \pm0.13 |
| | | Barkham et al. (17) | NA | AS = 1.25 \pm 0.18 ^a |
| Left step length/height in m/m | 1 | Zhang et al. (17) | 0.009 | AS = 0.34 \pm 0.06, HC = 0.38 \pm 0.19 |
| Right step length/height (m/m) | 1 | Zhang et al. (17) | 0.002 | AS = 0.35 \pm 0.39, HC = 0.38 \pm 0.26 |
| Step length difference (m) | 1 | Zhang et al. (17) | 0.024 | AS = 0.04 \pm 0.05, HC = 0.02 \pm 0.02 |
| Stride length/height (m/m) | 1 | Zhang et al. (17) | 0.002 | AS = 0.70 \pm 0.97, HC = 0.76 \pm 0.42 |
| Stride width/height (m/m) | 1 | Zhang et al. (17) | <0.001 | AS = 0.08 \pm 0.06, HC = 0.04 \pm 0.01 |
| Cadence in steps/minute | 2 | Mangone et al. (14) | NS | AS = 102.4 \pm 13.3, HC = 101.4 \pm 8.7 |
| | | Zebouni et al. (13) | NS | AS = 102.6 \pm 9 ^a , HC = 103.2 \pm 6.6 ^a |
| Gait cadence (/second) | 1 | Zhang et al. (17) | NS | AS = 0.95 \pm 0.09, HC = 0.94 \pm 0.04 |
| Stride period in seconds | 2 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 1.06 \pm 0.11, HC = 1.06 \pm 0.05 |
| | | Zhang et al. (17) | NS | AS = 1.19 \pm 0.13, HC = 1.15 \pm 0.05 |
| Stance period in seconds | 1 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 0.73 \pm 0.08, HC = 0.70 \pm 0.04 |
| Left single stance period (%) | 1 | Zhang et al. (17) | NS | AS = 38.29 \pm 2.62, HC = 38.61 \pm 1.55 |
| Right single stance period (%) | 1 | Zhang et al. (17) | NS | 38.12 \pm 3.95 38.49 \pm 1.66 |

^a Stride velocity has been converted from cm/s to m/s. Stride length has been obtained by multiplying step length by 2 and converted from cm to m. Cadence has been obtained from frequency (Hz) by multiplying by 60
Abbreviations: Sign.=Significance between patients with AS and healthy controls,, NS=not significant, AS=Ankylosing Spondylitis, m=meters, HC=Healthy controls, NA = not applicable LR=loading response, PS=pre swing, gc=whole gait cycle

Table VII. List and values of joint ranges of motion (in degrees) gait parameters used in studies with laboratory measurements to compare AS and HC groups (n=4)

| Gait parameters | Nb studies | Study | Sign. | Results (mean \pm sd) or direction of difference ($\uparrow\downarrow$) with phase (% of gc or name) |
|--------------------------------|------------|---------------------|---|---|
| Trunk angles parameters | | | | |
| Trunk flexion/extension | 2 | Del Din et al. (16) | 10-100%: p<0.05 0-10%: NS | AS = 5.8 \pm1.3, HC = 3.20 \pm0.9 ; 10-100%: \uparrow ext |

| | | | | |
|---|---|---------------------|--|---|
| | | | p<0.001 | Init contact: AS = 5.1 ±14.3 (↑fl), HC = - 9.2 ±4.2 |
| | | Zhang et al. (17) | p<0.001 | Toe-off: AS = 5.0 ± 14.4 (↑fl), HC = - 10.5 ± 5.1 |
| | | | p<0.001 | gc: AS = 5.5 ±0.3 (↑fl), HC = - 9.5 ±0.7 |
| Trunk | | Del Din et al. (16) | NS | AS = 10.6 ±3.6, HC = 10.6 ±3.3 |
| adduction/abduction (for Del Din et al.) or obliquity (for Zhang et al.) | 2 | Zhang et al. (17) | p=0.028 NS: p=0.702 | Init contact: AS =3.0 ±3.0 (↑right), HC = 1.7±1.6 Toe-off: AS = 3.6 ±3.1, HC = 3.4 ±1.9 |
| | | | <0.001 | gc: AS =3.1 ±0.2 (↑right) , HC = 2.5 ±0.7 |
| Trunk | | Del Din et al. (16) | NS | AS =13.8 ±7.3, HC = 12.8 ±8.9 |
| internal/external (for Del Din et al.) or rotation (for Zhang et al.) | 2 | Zhang et al. (17) | p=0.012 NS: p=0.446 | Init contact: AS =3.1 ±2.2 (↓rot), HC = 4.5 ±2.2 Toe-off: AS = 2.9 ±1.8, HC = 3.3 ±2.0 |
| | | | <0.001 | gc: AS = 2.8 ±0.2 (↓rot), HC = 3.0 ±1.0 |
| Max flexion angle | 1 | Zhang et al. (17) | p=0.033 | AS = 7.5 ±13.7 (↑fl), HC = - 7.5 ±4.6 |
| Max extension angle | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.001 | AS = - 3.2 ±14.5 (↓ext), HC = 12.4 ±4.6 |
| Maximal oblique angle | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.091 | AS = 4.6 ±2.9, HC = 5.5 ±1.5 |
| Minimal oblique angle | 1 | Zhang et al. (17) | p=0.005 | AS = 1.9 ±3.2 (↑min obl), HC = 0.2 ±0.7 |
| Maximal rotation angle | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.001 | AS = 4.5 ±2.1 (↓ max rot), HC = 6.1 ±1.3 |
| Minimal rotation angle | 1 | Zhang et al. (17) | <0.001 | AS = 1.0 ±1.5 (↑min rot), HC = 0.0 ±0.0 |
| Pelvis angles parameters | | | | |
| | | Del Din et al. (16) | NS | AS = 4.6 ±1.6, HC = 2.72 ±2.1 |
| Pelvic tilt | 2 | Mangone et al. (14) | p=0.01 | LR : AS = 2.9 ±3.6, HC = -1.2 ±4.8 ; |
| | | | p=0.029 | AS = anterior tilt, HC = posterior tilt |
| | | | | PS : AS = 1.9 ±4.6, HC = -1.4 ±4.6 |
| | | | | AS = anterior tilt, HC = posterior tilt |
| Pelvic obliquity | 1 | Del Din et al. (16) | 0-30&50-100%:NS 30-50%: p=0.04 | AS = 7.6 ±3.9, HC = 6.7 ±1.5 30-50%: ↓ |
| Pelvic rotation | 2 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 11.2 ±9.1, HC = 7.4 ±3.5 |
| | | Mangone et al. (14) | NS | LR: AS = 1.7 ±5.1, HC = 1.8 ±3.6 PS: AS = -3.3 ±3.4, HC = -3.1 ±3.8 |
| Hip angles parameters | | | | |
| Hip flexion/extension | 3 | Del Din et al. (16) | 0-30&73-100%: p<0.05 | AS = 34.6 ±6.6, HC = 44.5 ±3.9 0-30,73-100%: ↓ flexion |

| | | | | |
|-----------------------------------|---|---------------------|--|--|
| | | | 30-73%:NS | |
| | | Mangone et al. (14) | p=0.007 | LR: AS = 25.6 ±4.6, HC = 19.6 ±6.6 AS: ↑ flexion |
| | | | p=0.05 | PS: AS = -6.2 ±7.4, HC = -10.8 ±7.4 AS: ↓ extension |
| | | Zhang et al. (17) | p<0.001 p=0.030 p<0.001 | Init contact: AS =18.7 ±10.3 (↓fl), HC = 28.8 ±5.4 Toe-off: AS = 1.9 ±11.3 (↓fl), HC = 5.3 ±6.2 gc : AS = 7.8 ±8.8 (↓fl), HC = 15.5 ±13.0 |
| Hip flexion | 1 | Zebouni et al. (13) | p=0.04 NS: p=0.57 | Right: AS = 22.7 ±8.5, HC = 29.2 ±8.6; ↓ fl Left: AS = 26.7 ±9.0, HC = 27.5 ±6.2 |
| Hip adduction/abduction | 2 | Del Din et al. (16) | 0-87%: NS 87-100%: p<0.05 | AS = 15.0 ± 5.3, HC = 11.9 ±3.9; 87-100%: ↑ abd |
| | | Zhang et al. (17) | NS: p=0.532 p=0.002 p<0.001 | Init contact: AS =4.3 ±5.6, HC = 3.8 ±3.7 Toe-off: AS = 9.4 ±5.7, HC = 6.6 ±4.1 gc: AS = 4.7 ±2.7 (↑abd), HC = 1.2 ±3.8 |
| Hip internal/external | 2 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 16.0 ± 8.7, HC = 14.0 ±5.2 |
| | | Zhang et al. (17) | NS: p=0.092 NS: p=0.927 p<0.001 | Init contact: AS = 7.3 ±9.4, HC = 4.9 ±6.1 Toe-off: AS = -1.5 ±6.8, HC = -1.6 ±6.7 gc: AS = 0.8 ±2.6 (↑int), HC = - 1.3 ±2.8 |
| Hip range | 1 | Zebouni et al. (13) | NS: p=0.5 NS: p=0.17 | Right: AS = 30.2 ±8.7, HC = 35.5 ±5.5 Left: AS = 23.1 ±8.9, HC = 36.4 ±5.2 |
| Max hip flexion angle | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.001 | AS = 21.8 ±11.2 (↓fl), HC = 34.5 ±7.2 |
| Max hip extension angle | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.103 | AS = 6.9 ±10.1, HC = 4.6 ±5.5 |
| Max hip abduction angle | 1 | Zhang et al. (17) | p=0.007 | AS = 10.9 ±5.7 (↑abd), HC = 8.6 ±3.7 |
| Max hip adduction angle | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.001 | AS = 0.0 ±5.8 (↓add), HC = 4.6 ±3.6 |
| Max hip ext rotation angle | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.090 | AS = 10.2 ±8.2, HC = 8.3 ±4.4 |
| Max hip int rotation angle | 1 | Zhang et al. (17) | p=0.026 | AS = 5.2 ±5.1 (↓int), HC = 7.3 ±5.1 |
| Knee angles parameters | | | | |
| Knee flexion/extension | 2 | Del Din et al. (16) | 0-30%: p<0.05 30-73%: NS | AS = 65.5 ±7.6, HC = 64.5 ±7.6 0-30% and 73-100%: ↓ flexion |

| | | | 73-100%: p<0.05 | |
|--|---|---------------------|---|--|
| | | Zhang et al. (17) | NS: p=0.827 p=0.003 p=0.001 | Init contact: AS = 5.7 ±5.5, HC = 5.5 ±4.2 Toe-off: AS = 53.3 ±10.6 (↑fl), HC = 46.2 ±15.9 gc: AS = 28.7 ±15.6 (↑fl), HC = 26.4 ± 20.4 |
| Knee flexion | 1 | Zebouni et al. (13) | NS: p=0.06 NS: p=0.16 | Right: AS = 41 ±10.4, HC = 49 ±9.0 Left: AS = 42 ±9.1, HC = 48.4 ±8.6 |
| Knee range | 1 | Zebouni et al. (13) | NS: p=0.05 NS: p=0.06 | Right: AS = 39.9 ±9.2, HC = 49 ±9.9 Left: AS = 39.7 ±9.0, HC = 47.3 ±8.9 |
| Max knee flexion angle | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.821 | AS = 65.9 ±9.7, HC = 66.4 ±17.4 |
| Min knee flexion angle | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.821 | AS = 1.8 ±4.9, HC = 0.8 ±17.4 |
| Knee fl/ext angle | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.001 p<0.001 | Stance: AS = 21.3 ±10.0 (↑fl), HC = 14.5 ±9.3 Swing: AS = 42.7 ±14.7 (↓fl), HC = 48.7 ±16.7 |
| Ankle angles parameters | | | | |
| | | Del Din et al. (16) | 0-2%: p=0.048 2-100%: NS | AS = 29.3 ±8.1, HC = 29.0 ±5.7 0-2%:↓ dorsi |
| Ankle dorsiflexion/plantarflexion | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.464 NS: p=0.626 p=0.003 | Init contact: AS = - 5.1 ±29.9, HC = - 2.09 ±5.0 Toe-off: AS = - 13.5 ± 33.2, HC = - 11.2 ±9.5 gc: AS = - 0.7 ±5.3 (↓plant), HC = - 1.9 ±5.1 |
| Ankle eversion/inversion | 1 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 2.1 ±2.2, HC = 13.8 ±3.7 |
| | | Del Din et al. (16) | 0-10&30-73%: NS 10-30%: p=0.031 73-100% : p<0.05 | AS = 13.93 ±5.4, HC = 10.0 ±1.96 10-30, 73-100%: ↑internal rotation |
| Maximal ankle dorsi angle | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.075 | AS = 17.6 ±33.6, HC = 10.5 ±3.3 |
| Maximal ankle plant angle | 1 | Zhang et al. (17) | p=0.018 | AS = 27.9 ±28.0 (↑plant), HC = 19.6 ±7.7 |
| Shoulder angle parameters | | | | |
| Shoulder rotation | 1 | Mangone et al. (14) | NS | LR: AS = -1.0 ±4.0, HC = -1.4 ±4.6 PS: AS = 1.1 ±3.9, HC = 1.2 ±3.2 |

Values are rounded to the nearest tenth. For Mangone et al. study (14), pelvic anterior tilt, flexion and right side anterior (with respect of left side for rotations) give positive values. For Zhang et al. study (17), flexion, abduction and external rotation of hip and knee, dorsiflexion of ankle and right obliquity of shoulder-pelvic give positive values.
Abbreviations: Sign.=Significance between patients with AS and healthy controls, NS=not significant, AS=Ankylosing Spondylitis, m=meters, HC=Healthy controls, NA = not applicable LR=loading response, PS=pre swing, gc=whole gait cycle, init = initial, max = maximal, min = minimal, fl=flexion, ext=extension, abd=abduction, add=adduction, int=internal, ext=external, plant = plantar flexion, dorsi = dorsiflexion

Supplementary Data

Gait characteristics in patients with ankylosing spondylitis – a systematic review

Supplementary data 1:

Detailed search strategy of the systematic review on gait and ankylosing spondylitis

- **Pubmed**

The following formula was used in the classic search bar:

(gait[tiab] OR walk[tiab] OR walking[tiab] OR locomotor[tiab] OR locomotion[tiab]) AND (“ankylosing spondylitis” [tiab] OR spondyloarthritis[tiab])

- **Cochrane Library**

Advanced search → formula: (“gait” OR “walk” OR “walking” OR “locomotor” OR “locomotion”) AND (“ankylosing spondylitis” OR “spondyloarthritis”) - default search field: *Title, Abstract, Keywords.*

- **PEDro**

Search 1: ankylosing spondylitis gait
 Search 2: ankylosing spondylitis walk
 Search 3: ankylosing spondylitis walking
 Search 4: ankylosing spondylitis locomotor
 Search 5: ankylosing spondylitis locomotion
 Search 6: spondyloarthritis gait
 Search 7: spondyloarthritis walk
 Search 8: spondyloarthritis walking
 Search 9: spondyloarthritis locomotor
 Search 10: spondyloarthritis locomotion

Supplementary data 2:

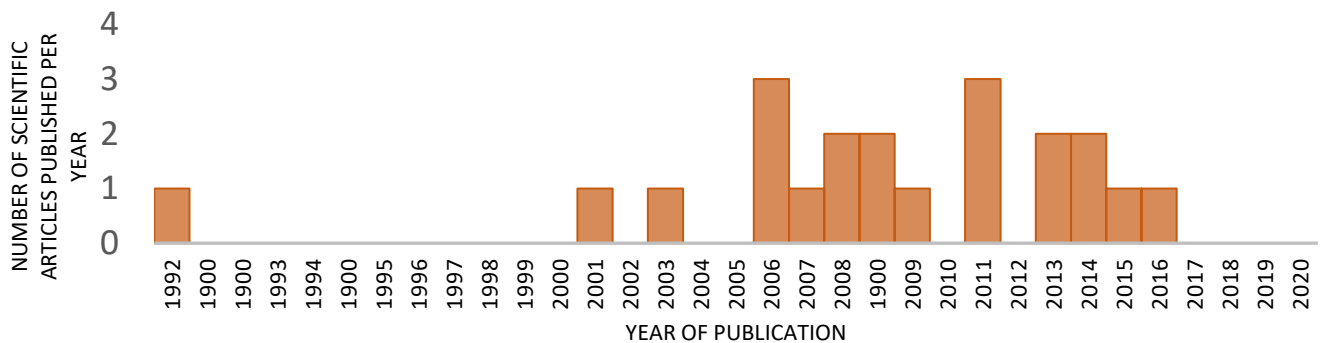


Figure e-1: Number of scientific articles published per year on gait and ankylosing spondylitis

Table e-1. List and values of gait parameters used in studies with laboratory measurements to compare AS and HC groups including continuous estimate of relative phase, joint moments and peak vertical ground reaction force (n=3)

| Gait parameters | Number of studies | Study | Sign. | Results (mean ±sd) or direction of difference (↑↓) with phase of gait cycle (% of stance or name) |
|---|-------------------|---------------------|---------|---|
| Continuous estimate of relative phase (CRP) in degrees (circular standard deviation) | | | | |
| CRP in ° (whole gait cycle) | 1 | Mangone et al. (14) | p=0.002 | ↓ |
| CRP in ° (loading response) | 1 | Mangone et al. (14) | p<0.001 | ↓ |
| CRP in ° (mid-stance) | 1 | Mangone et al. (14) | NS | |
| CRP in ° (terminal stance) | 1 | Mangone et al. (14) | p<0.002 | ↑ |

| | | | | |
|--|---|---------------------|--|--|
| CRP in ° (pre-swing) | 1 | Mangone et al. (14) | p<0.001 | ↓ |
| CRP in ° (swing) | 1 | Mangone et al. (14) | NS | |
| Joint moments in % of body weight X height (Del Din) or in N m/kg (Zhang) | | | | |
| Trunk extension/flexion | 1 | Del Din et al. (16) | 0-50%: NS 50-100%: p<0.05 | AS = 9.4 ±4.7, HC = 8.9 ±3.5 50-100%: ↑ in fl |
| Trunk abduction/adduction | 1 | Del Din et al. (16) | 0-50, 83-100: p<0.05 50-83%: NS | AS = 2.0 ±0.7, HC = 2.1 ±0.4 0-50, 83-100: ↓ in abd |
| Trunk external/internal | 1 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 1.7 ±1.0, HC = 1.8 ±2.8 |
| Hip extension/flexion | 2 | Del Din et al. (16) | 0-3%: p=0.044 3-100% : NS | 6.0 ±3.6, HC = 7.7 ±2.3 0-3%: ↓ in ext |
| | | Zhang et al. (17) | NS: p=0.304 p=0.002 p<0.001 | Init contact: AS = 0.1 ± 0.2, HC = 0.1 ± 0.2 Toe-off: AS = 0.2 ±0.2 (↓ in fl), HC = 0.3 ±0.1 gc: AS = 0.1 ±0.3(↓ in fl), HC = 0.1 ±0.4 |
| Hip abduction/adduction | 2 | Del Din et al. (16) | 0-16%: NS 16-100%: p<0.05 | AS = 5.0 ±0.6, HC = 5.4 ±2.0 16-100%: ↓ in abd |
| | | Zhang et al. (17) | NS: p=0.506 NS: p=0.558 p<0.001 | Init contact: AS = 0.1 ±0.1, HC = 0.0 ±0.1 Toe-off: AS = - 0.0 ±0.1, HC = - 0.03 ±0.1 gc: AS =0.2 ±0.2 (↓ in abd), HC = 0.3 ±0.3 |
| Hip external/internal | 2 | Del Din et al. (16) | 0-100%: p<0.05 | AS = 0.9 ±0.3, HC = 1.6 ±2.2 0-100%: ↓ in ext rot |
| | | Zhang et al. (17) | NS: p=0.231 NS: p=0.214 p<0.001 | Init contact: AS =0.0 ±0.1, HC = - 0.0 ±0.1 Toe-off: AS = - 0.01 ±0.04, HC = - 0.0 ±0.0 gc: AS = 0.0 ±0.0 (↓ in ext rot), HC = 0.0 ±0.0 |
| Maximal hip fl moment | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.001 | AS = 0.7 ±0.2 (↓ in fl), HC = 1.0 ±0.2 |
| Maximal hip ext moment | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.340 | AS = 0.8 ±0.3, HC = 0.9 ± 0.2 |
| Maximal hip abd moment | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.728 | AS = 0.4 ±0.2, HC = 0.4 ±0.3 |
| Maximal hip add moment | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.127 | AS = 0.4 ± 0.3, HC = 0.5 ± 0.3 |
| Maximal hip ext rotation moment | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.001 | AS =0.2 ±0.08 (↓ in ext rot), HC = 0.2 ±0.1 |
| Maximal hip int rotation moment | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.165 | AS = 0.1 ±0.1, HC = 0.1 ± 0.1 |
| Knee extension/flexion | 2 | Del Din et al. (16) | 0-83%: p<0.01 83-100%:NS | AS = 4.2 ±1.6, HC = 3.7 ±1.7 0-83%: ↓ in ext |
| | | Zhang et al. (17) | NS: p=0.084 NS: p=0.769 p<0.001 | Init contact: AS = - 0.0 ±0.1, HC = 0.0 ±0.1 Toe-off: AS 0.1 ±0.1, HC = 0.1 ±0.09 gc: AS = 0.2 ±0.2 (↑ in fl), HC = 0.1 0.16 |
| Maximal knee fl moment | 1 | Zhang et al. (17) | p=0.010 | AS = 0.7 ±0.3 (↑ in fl), HC = 0.6 ±0.2 |
| Maximal knee ext moment | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.001 | AS = 0.3 ±0.1 (↓ in ext), HC = 0.4 ±0.1 |
| Knee valgus/varus | 1 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 2.5 ±0.8, HC = 2.3 ±0.8 |
| Knee external/internal | 1 | Del Din et al. (16) | 0-16%: p<0.01 16-100%:NS | AS = 0.6 ±0.3, HC = 0.8 ±0.8 0-16%: ↓ in extension |
| Ankle plantarflexion/dorsiflexion | 2 | Del Din et al. (16) | 0-50%: p<0.05 50-83%:NS | AS = 8.7 ±0.6, HC = 7.0 ±2.1 0-50%: ↓ in plantarflexion 83-100%: ↑ in dorsiflexion |

| | | 83-100%: p<0.05 | | |
|-----------------------------------|---|-------------------------------|---|---|
| | | Zhang et al. (17) | NS: p=0.406 NS: p=0.621 p<0.001 | Init contact: AS = 0.0 ±0.0, HC = 0.01 ±0.01 Toe-off: AS = - 0.0 ±0.1, HC = - 0.01 ±0.1 gc: AS = - 0.3 ±0.3 (↑ in plant fl), HC = - 0.2 ±0.3 |
| Maximal ankle dorsiflexion moment | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.002 | AS = 0.1 ±0.1 (↓ in dorsiflexion), HC = 0.3 ± 0.4 |
| Maximal ankle plantar moment | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.296 | AS = 1.1 ±0.3, HC = 1.0 ±0.4 |
| Ankle eversion/inversion | 1 | Del Din et al. (16) | NS | AS = 1.6 ±0.4, HC = 1.4 ±0.4 |
| Ankle external/internal | 1 | Del Din et al. (16) | 0-16%:NS 16-100%: p<0.001 | AS = 1.6 ±0.6, HC = 2.8 ±1.5 16-100%: ↓ in external |

Peak vertical ground reaction force in N/kg during gc

| | | | | |
|---------|---|-------------------|-------------|--------------------------------|
| Left | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.155 | AS = 10.8 ±1.2, HC = 11.2 ±0.5 |
| Right | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.446 | AS = 11.1 ±1.3, HC = 11.3 ±0.7 |
| Average | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.255 | AS = 11.0 ±1.2, HC = 11.2 ±0.6 |

Values are round to the nearest tenth. For Zhang study (17), flexion, abduction and external rotation of hip and knee, dorsiflexion of ankle and right obliquity of shoulder-pelvic are positive.

Abbreviations: Sign.=Significance between patients with AS and healthy controls,, NS=not significant, AS=Ankylosing Spondylitis, m=meters, HC=Healthy controls, NA = not applicable LR=loading response, PS=pre swing, gc=whole gait cycle, init = initial, max = maximal, min = minimal, fl=flexion, ext=extension, abd=abduction, add=adduction, int=internal, ext=external, plant = plantar flexion, dorsiflexion = dorsiflexion

Table e-2. List and values of surface electromyography parameters used in studies with laboratory measurements to compare gait in AS and HC groups (n=1)

| Muscle | Number of studies | Study | Sign. | Results (mean ±sd) or direction of difference (↑↓) |
|--|-------------------|-------------------|-------------------|--|
| Standardised IEMG for single leg stance phase | | | | |
| Gluteus maximus | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.191 | AS = 0.23 ±0.14, HC = 0.19 ±0.06 |
| Gluteus medius | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.911 | AS = 0.25 ±0.16, HC = 0.25 ±0.94 |
| Rectus femoris | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.251 | AS = 0.28 ±0.16, HC = 0.23 ±0.08 |
| Biceps femoris | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.061 | AS = 0.19 ±0.08, HC = 0.14 ±0.06 |
| Tibialis anterior | 1 | Zhang et al. (17) | P=0.013 | AS = 0.19 ±0.10 (↑), HC = 0.11 ±0.06 |
| Gastrocnemius | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.657 | AS = 0.32 ±0.18, HC = 0.35 ±0.18 |
| Standardised IEMG for swing phase | | | | |
| Gluteus maximus | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.296 | AS = 0.23 ±0.13, HC = 0.20 ±0.06 |
| Gluteus medius | 1 | Zhang et al. (17) | p=0.019 | AS = 0.23 ±0.15 (↑), HC = 0.14 ±0.06 |
| Rectus femoris | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.476 | AS = 0.22 ±0.16, HC = 0.19 ±0.06 |
| Biceps femoris | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.837 | AS = 0.30 ±0.14, HC = 0.31 ±0.14 |
| Tibialis anterior | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.632 | AS = 0.29 ±0.09, HC = 0.27 ±0.10 |
| Gastrocnemius | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.057 | AS = 0.16 ±0.13, HC = 0.10 ±0.05 |
| Standardised RMS for single-leg-stance phase | | | | |
| Gluteus maximus | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.374 | AS = 0.38 ±0.08, HC = 0.35 ±0.08 |
| Gluteus medius | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.401 | AS = 0.35 ±0.08, HC = 0.37 ±0.08 |
| Rectus femoris | 1 | Zhang et al. (17) | p=0.019 | AS = 0.34 ±0.08 (↓), HC = 0.29 ±0.04 |
| Biceps femoris | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.379 | AS = 0.37 ±0.09, HC = 0.34 ±0.07 |
| Tibialis anterior | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.449 | AS = 0.35 ±0.07, HC = 0.37 ±0.06 |
| Gastrocnemius | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.087 | AS = 0.40 ±0.07, HC = 0.35 ±8.27 |
| Standardised RMS for swing phase | | | | |
| Gluteus maximus | 1 | Zhang et al. (17) | p=0.025 | AS = 0.39 ±0.07 (↑), HC = 0.33 ±0.06 |
| Gluteus medius | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.905 | AS = 0.36 ±0.09, HC = 0.36 ±0.09 |
| Rectus femoris | 1 | Zhang et al. (17) | p<0.001 | AS = 0.38 ±0.07 (↑), HC = 0.29 ±0.06 |
| Biceps femoris | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.218 | AS = 0.35 ±0.06, HC = 0.33 ±0.05 |
| Tibialis anterior | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.083 | AS = 0.40 ±0.79, HC = 0.45 ±0.07 |
| Gastrocnemius | 1 | Zhang et al. (17) | NS: p=0.784 | AS = 0.38 ±0.10, HC = 0.37 ±0.08 |

Abbreviations: Sign.=Significance between patients with AS and healthy controls,, NS=not significant, AS=Ankylosing Spondylitis, HC=Healthy controls, IEMG : integrated electromyography, RMS: root mean square amplitude

2.2. Marche et spondylarthrite axiale

Cette revue de littérature a fait l'objet d'un article soumis dans une revue internationale à comité de lecture :

Contribution 3 : Soulard J., Vaillant J., Vuillerme N., *Gait in patients with axial spondyloarthritis: a systematic review of the literature*. 2020 (soumis)

Résumé

Introduction : La spondylarthrite axiale (SpA) est une maladie inflammatoire chroniquement affectant la colonne vertébrale. La SpA est décrite en une forme radiologique (spondylarthrite ankylosante-SA) et une forme non radiologique (nr-SpA). Si des études récentes ont montré que la marche était altérée dans la SA, les conséquences de la SpA sur la marche n'ont pas encore été identifiées. L'objectif de cette revue était donc d'identifier : 1) Comment la marche est évaluée dans la SpA ? et 2) Quelles sont les caractéristiques de marche des patients atteints de SpA ?

Méthode : Le protocole de cette revue systématique a été enregistré sur PROSPERO (CRD42020128509). Trois bases de données ont été consultées de façon systématique en utilisant les mots clés liés à la spondylarthrite axiale et la marche. La sélection des articles et l'extraction des données était faite par deux relecteurs indépendants.

Résultats : Deux cent titres et résumés ont été extraits des bases de données et deux articles ont été inclus dans la revue pour un total de 132 patients atteints de SpA. Une étude incluait le test de vitesse maximum de 6 mètres (SpA : 2.2 ± 0.5 m/s) et l'autre étude utilisait le test de marche de 6 minutes (SpA : 414 ± 106 m). Aucune étude n'avait inclus un groupe avec des volontaires sains pour comparer la marche.

Conclusions : La performance de marche des patients atteints de SpA était évaluée par seulement deux études publiées avec des mesures cliniques de la marche. Aucune de ces deux études ne comparait la performance de marche à des volontaires sains ou ne différenciait la marche entre les deux formes de SpA (AS et nr-SpA). Cette revue de littérature souligne la nécessité de conduire de futures recherches pour mieux comprendre comment la marche est altérée dans la SpA.

Gait in patients with axial spondyloarthritis: a systematic review of the literature

Highlights

- Only two studies assessed gait in patients with axSpA with clinical measurements.
- None assessed gait at comfortable speed.
- No study compared gait performance to healthy controls.
- Future research should be conducted to understand how gait is impaired in axSpA

Abstract

Background: Axial spondyloarthritis (axSpA) is a chronic inflammatory disease predominantly affecting the axial skeleton. axSpA includes radiographic (i.e. ankylosing spondylitis (AS)) and a non-radiographic forms (nr-axSpA). Although recent studies have reported that patients with AS have impaired gait, axSpA's consequences on gait remain still unknown.

Objectives: The present review's objectives were to identify: 1) how gait is assessed in patients with axSpA, and 2) what the gait characteristics are of patients with axSpA.

Methods: The systematic review's protocol was registered in the Prospero database (CRD42020128509). Three databases were systematically searched using keywords related to axSpA and gait. Two independent reviewers selected the articles and extracted the data.

Results: The search revealed two hundred titles and abstracts and two articles were included in this review comprising a total of 132 patients with axSpA. One of the included studies used the 6-meter maximum velocity test (axSpA: 2.2 ± 0.5 m/s) and the other used the six-minute walk test (axSpA: 414 ± 106). No study involved a control group to compare gait.

Conclusion: Only two published studies assessed the gait performance of patients with axSpA using clinical tests. Furthermore, none of them compared gait performance to healthy controls or differentiated gait between the AS and nr-axSpA forms of axSpA. The present literature review highlights the need for future research to learn more about how gait is impaired in different types of patients with axSpA.

Keywords: Axial Spondyloarthritis, Spondylarthritis, Gait, Walk, Locomotion, Six-Minute Walk Test

Introduction

Spondyloarthropathies shares common clinical, genetic, and pathophysiological features with many chronic inflammatory diseases [1]. The development of the Assessment of SpondyloArthritis International Society (ASAS) criteria in 2009 [2], enabled classification of spondyloarthropathies based on MRI of sacroiliitis. Two forms of spondyloarthritis (SpA) are defined: (1) axial SpA (axSpA), predominantly involving the axial skeleton; and (2) peripheral SpA, with its peripheral or extra-articular manifestations such as enthesitis, uveitis, or psoriasis [1]. This classification enables an earlier diagnosis than the modified New York criteria [1], giving patients a chance to be treated in the early stages of the disease [1]. Indeed, from the first clinical signs (i.e. onset of inflammatory back pain), diagnosis of ankylosing spondylitis (AS) could take more than 5 to 9 years depending on positive or negative HLA-B27 status [3].

AxSpA is characterized into its radiographic (i.e. ankylosing spondylitis –AS) and non-radiographic (nr-axSpA) forms. The prevalence of AS is well known, with 14.9 per 10 000 people in France [4]. Conversely, the prevalence of axSpA has been investigated less [5] but it could be twice as high [6,7]. AS and nr-axSpA have common clinical features (disease activity, quality of life, response to therapies) [8]. However, AS and nr-axSpA can differ in some clinical aspects (lower CRP levels, less extensive structural damage, lower BASFI and BASMI scores for nr-axSpA) [8] and in their evolution over time as nr-axSpA has been associated with a significantly lower spinal radiographic progression [9]. Although recent studies have reported that gait is impaired in patients with AS (see [10]), whether and how patients with axSpA, notably the non-radiographic form, showed impaired gait remains unknown. Even if nr-axSpA is associated to lower level of spinal damage sacroiliac damages than AS [11,12], active inflammation of the spine and sacroiliac joints [1] and decreased spinal mobility [13], associated with pain and fatigue[14] could also affect gait in axSpA.

With this in mind, this systematic review's objectives were to identify (1) how gait is assessed in patients with axSpA, and (2) what the gait characteristics are of patients with axSpA.

Methods

The systematic review's protocol has been registered in the Prospero database (CRD42020128509) and we followed the Preferred Reporting Items for Systematic-Reviews and Meta-Analysis (PRISMA) guidelines [15].

Inclusion and exclusion criteria

To be included, studies had to be original, have used an observational or experimental study design, and been published in English in a peer-reviewed scientific journal. Studies had to include adults, with a diagnosis of axSpA (using ASAS criteria [2]), and to report gait measurements.

Studies were excluded if they were case reports, abstracts, editorials, conference abstracts, letters to the editor, reviews or meta-analyses. Studies with inadequate reporting of gait outcomes were also excluded.

Search strategy

Three electronic databases (PubMed, Cochrane, and Physiotherapy Evidence Database) were searched systematically on September 4, 2020, for keywords matches in abstracts or titles. Keywords referred to the population, axial spondyloarthritis [16] and to the outcome (gait) [17], and were associated with the Boolean operators AND/OR.

Study selection

Following the PRISMA guidelines, two independent reviewers screened the titles and abstracts found using the search strategy and decided on their inclusion or exclusion. A third reviewer was consulted in cases of disagreement between the two reviewers. The number of articles reviewed at each stage of the review is reported in a PRISMA flow chart (Figure 1).

Data extraction

Two independent reviewers extracted data on the retrieved study's characteristics (authors, title, year of publication, journal's name, country, design), the sample's characteristics (number, age, disease duration, Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI), Bath Ankylosing

Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI), Bath Ankylosing Spondylitis Metrology Index (BASMI)), gait assessment methods (tasks, protocols, materials...) and the main results obtained from those gait assessments. Means and SDs, or medians and interquartile ranges or first and third quartiles were extracted from gait results. Data were compared for consistency. A third reviewer was consulted if a disagreement occurred and no consensus could be found.

Role of the funding source

The sponsors were not involved in study design, data collection, analysis and interpretation, or writing the manuscript.

Results

The databases search identified two hundred titles of which only two were finally included (Figure 1).

Study characteristics are displayed in Table 1. Table 2 presents the clinical characteristics of patients with axSpA, descriptions of gait tests and the main results of the gait assessments.

Discussion

The gait characteristics of patients with AS have been explained in a recent systematic review [10]. Despite the small number of published articles, patients with AS showed shorter stride length [18,19], a lower range of pelvic movements [20,21] and smaller limb angles in the sagittal plane [18,19,21], as well as greater hip abduction and external rotation [19,21] than healthy controls. Interestingly, the new ASAS classification of patients with axSpA including its radiographic (AS) and non-radiographic (nr-axSpA) forms [2], enables earlier diagnosis and treatment, especially for the non-radiographic form. However, this population's gait characteristics have scarcely been described. The present review's objectives were to identify: 1) how gait is assessed in patients with axSpA, and 2) what the gait characteristics are of patients with axSpA.

Only two studies fulfilled our inclusion criteria [22,23]. They comprised a total of 132 patients with axSpA. In the first study, the gait of 87 patients with axSpA (mean age: 49.2 years old) was assessed using the six-meter walk maximum velocity test [22]. However, the study did not describe the clinical test or the materials and instructions provide to the participants [22]. As its name suggests, the test enables calculation of gait speed at maximum pace [24]. Interestingly, gait speed was not assessed at comfortable or self-selected speeds as it has been previously done in patients with AS [19–21,25]. However, normal walking conditions are considered as the minimal data set to be collected in guidelines on gait assessments [26]. Besides, gait speed alone might not reflect the gait alterations of patients with axSpA. Indeed, in patients diagnosed with AS, i.e. the radiographic form of axSpA, gait speed measured at a comfortable speed was not significantly different to that healthy controls [27]. Interestingly, using a laboratory measurement of gait, significant differences in gait were observed when comparing patients with AS with age-matched healthy controls (shorter stride length, less pelvic movements and smaller lower limb angles in the sagittal plane [18–21]). An assessment of gait pattern using spatio-temporal or kinematic parameters could provide us with a better understanding of the gait features of patients with axSpA [10].

In the second selected study, 45 patients with axSpA (mean age: 49.0 years old) were assessed using the six-minute walk test (6MWT) [23]. The 6MWT is the most common gait test used in patients with AS [10] and it might prove useful to capture the different features of axSpA which is a multi-system disease [28]. Indeed, the 6MWT assesses patients' pulmonary and cardiovascular system responses to exercise, including systemic and peripheral circulation, in blood, neuromuscular units and muscle metabolism [29].

With regard to our first objective, present literature review's results revealed that, up until now, only clinical measurements had been used to assess gait in patients with axSpA [22,23]. However, as axSpA can be diagnosed and treated earlier than AS patients [1], these clinical gait

measurements may be neither precise and nor sensitive enough to identify gait alterations in patients with axSpA. Interestingly, laboratory gait instruments (i.e., electrogoniometers or 3D cameras) have already been proven helpful into capturing gait alterations in AS [10]; they could also be of interest in the non-radiographic form of axSpA. Indeed, gait analysis can guide therapy, surgery, or prosthetics in abnormal gait, and provide quantitative data to support the effectiveness of gait interventions [30]. Furthermore, the development of wearable sensors enables computation of spatio-temporal parameters [31], during such clinical tests, such as the 6MWT [32], the Timed Up and Go Test [33] or the 10-m walk test [34]. These tests can be performed in more natural environments through the use of wearable sensors (i.e., in clinical routines and outside of laboratory) [31].

Concerning the second objective, our results revealed that neither of our two included studies contained a healthy control group [22,23]. Lewallen and Courtright described the advantages of case-control studies: being quick, inexpensive, easy to perform, and appropriate for investigating outbreaks and studying rare diseases or outcomes [35]. Besides, guidelines for gait assessment relieve us of need for reference values from healthy population to use for comparisons between pathological and healthy gaits [26]. Eppeland et al. reported a mean maximum gait speed of 2.2 m/s in their 87 patients with axSpA (mean age: 49.2 years old) [22]. This result can be compared to reference values for healthy adults in their 40's and 50's (2.46 and 2.06 m/s respectively) in a comparable clinical test (i.e., maximum gait speed) [36]. At this point, however, these results cannot be compared to the gaits of patients with AS, as previously published studies on AS reported gaits at *self-selected* speed only [19–21,25]. In the Eppeland et al. study [22], 64 out of the 72 patients who had radiographs of their sacroiliac joints had radiographic sacroiliitis, thus fulfilling the modified New York criteria and being classified as having the radiographic form of axSpA, namely AS. Thus, the gait performance reported in the Eppeland et al. study may have reflected AS' consequences on gait, more than axSpA's consequences on gait (including nr-axSpA). The 6MWT data obtained by Coulter et al. from 45 patients with axSpA (mean age: 49.0 years old, BASFI: 4.4, BASDAI: 4.5, distance: 414 m) [23] were close to those reported by Cinar et al. in 29 patients with AS (mean age: 44.3 years old, BASFI: 4.03, BASDAI: 3.52, distance: 407 m) [27], and the latter found no significant differences compared to the performance of 21 healthy controls (mean age: 36.7 years old, distance: 599 m). However, the 6MWT distance obtained by Coulter et al.[23] was longer than that reported by Brambila-Tapia et al. in 61 patients with AS (median age: 39 years, distance: 324 m) that was significantly lower than performance of 74 healthy controls (median age: 38 years old, distance: 520 m, $p<0.001$) [37]. Shorter values on 6MWT distance could be explained by higher functional index values not reported in the study [37] than in studies on AS [27] or axSpA [23]. Indeed, the BASFI was negatively correlated to gait performance in patients with AS indicating that overall functional status can affect gait deviations [19].

Conclusion

Only two studies used clinical tests alone to assess the gait performance of patients with axSpA. Neither of the studies compared their gait performance with that of healthy controls or differentiated between the gaits of AS and nr-axSpA patients—the two forms axSpA. The present literature review underlined the need for future research to learn more about how gait is impaired in patients with axSpA.

References

- [1] F. Proft, D. Poddubnyy, Ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis: recent insights and impact of new classification criteria, *Ther. Adv. Musculoskelet. Dis.* 10 (2018) 129–139. <https://doi.org/10.1177/1759720X18773726>.
- [2] J. Sieper, M. Rudwaleit, X. Baraliakos, J. Brandt, J. Braun, R. Burgos-Vargas, M. Dougados, K.-G. Hermann, R. Landewé, W. Maksymowych, D. van der Heijde, *The Assessment of SpondyloArthritis international Society (ASAS) handbook: a guide to assess*

- spondyloarthritis, *Ann. Rheum. Dis.* 68 Suppl 2 (2009) ii1-44. <https://doi.org/10.1136/ard.2008.104018>.
- [3] U. Dincer, E. Cakar, M.Z. Kiralp, H. Dursun, Diagnosis delay in patients with ankylosing spondylitis: possible reasons and proposals for new diagnostic criteria, *Clin. Rheumatol.* 27 (2008) 457–462. <https://doi.org/10.1007/s10067-007-0727-6>.
- [4] L.E. Dean, G.T. Jones, A.G. MacDonald, C. Downham, R.D. Sturrock, G.J. Macfarlane, Global prevalence of ankylosing spondylitis, *Rheumatol. Oxf.* 53 (2014) 650–7. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ket387>.
- [5] R. Bohn, M. Cooney, A. Deodhar, J.R. Curtis, A. Golembesky, Incidence and prevalence of axial spondyloarthritis: methodologic challenges and gaps in the literature, *Clin. Exp. Rheumatol.* 36 (2018) 263–274.
- [6] A. Danve, A. Deodhar, Axial spondyloarthritis in the USA: diagnostic challenges and missed opportunities, *Clin. Rheumatol.* 38 (2019) 625–634. <https://doi.org/10.1007/s10067-018-4397-3>.
- [7] M. Rudwaleit, J. Sieper, Referral strategies for early diagnosis of axial spondyloarthritis, *Nat. Rev. Rheumatol.* 8 (2012) 262–268. <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2012.39>.
- [8] J. Sieper, X. Hu, C.M. Black, K. Grootsholten, R.W.M. van den Broek, S. Kachroo, Systematic review of clinical, humanistic, and economic outcome comparisons between radiographic and non-radiographic axial spondyloarthritis, *Semin. Arthritis Rheum.* 46 (2017) 746–753. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2016.09.002>.
- [9] M. Hebeisen, R. Micheroli, A. Scherer, X. Baraliakos, M. de Hooge, D. van der Heijde, R. Landewé, K. Bürki, M.J. Nissen, B. Möller, P. Zufferey, P. Exer, A. Ciurea, Spinal radiographic progression in axial spondyloarthritis and the impact of classification as nonradiographic versus radiographic disease: Data from the Swiss Clinical Quality Management cohort, *PLoS One.* 15 (2020) e0230268. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0230268>.
- [10] J. Soulard, J. Vaillant, C.-T. Agier, N. Vuillermé, Gait Characteristics In patients With Ankylosing Spondylitis – a Systematic Review (In Press), *J. Clin. Exp. Rheumatol.* (2020).
- [11] D. Poddubnyy, M. Rudwaleit, H. Haibel, J. Listing, E. Märker-Hermann, H. Zeidler, J. Braun, J. Sieper, Effect of non-steroidal anti-inflammatory drugs on radiographic spinal progression in patients with axial spondyloarthritis: results from the German Spondyloarthritis Inception Cohort, *Ann. Rheum. Dis.* 71 (2012) 1616–1622. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2011-201252>.
- [12] D. Poddubnyy, Axial spondyloarthritis: is there a treatment of choice?, *Ther. Adv. Musculoskelet. Dis.* 5 (2013) 45–54. <https://doi.org/10.1177/1759720X12468658>.
- [13] D. Poddubnyy, J. Listing, H. Haibel, S. Knüppel, M. Rudwaleit, J. Sieper, Functional relevance of radiographic spinal progression in axial spondyloarthritis: results from the GERman SPondyloarthritis Inception Cohort, *Rheumatol. Oxf. Engl.* 57 (2018) 703–711. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kex475>.
- [14] J. Packham, Optimizing outcomes for ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis patients: a holistic approach to care, *Rheumatol. Oxf. Engl.* 57 (2018) vi29–vi34. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/key200>.
- [15] D. Moher, A. Liberati, J. Tetzlaff, D.G. Altman, Prisma Group, Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement, *PLoS Med.* 6 (2009) e1000097. <https://doi.org/10.1371/journal.pmed.1000097>.
- [16] F. Verhoeven, X. Guillot, C. Prati, F. Mougin, N. Tordi, C. Demougeot, D. Wendling, Aerobic exercise for axial spondyloarthritis - its effects on disease activity and function as compared to standard physiotherapy: A systematic review and meta-analysis, *Int. J. Rheum. Dis.* 22 (2019) 234–241. <https://doi.org/10.1111/1756-185X.13385>.
- [17] K.A. Boyer, R.T. Johnson, J.J. Banks, C. Jewell, J.F. Hafer, Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults, *Exp Gerontol.* 95 (2017) 63–70. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2017.05.005>.
- [18] L. Zebouni, P.S. Helliwell, A. Howe, V. Wright, Gait analysis in ankylosing spondylitis, *Ann Rheum Dis.* 51 (1992) 898–9.

- [19] G. Zhang, J. Li, Z. Xia, W. Xu, The gait deviations of ankylosing spondylitis with hip involvement, *Clin. Rheumatol.* 38 (2019) 1163–1175. <https://doi.org/10.1007/s10067-018-4401-y>.
- [20] M. Mangone, P. Scettri, M. Paoloni, R. Procaccianti, A. Spadaro, V. Santilli, Pelvis-shoulder coordination during level walking in patients with ankylosing spondylitis, *Gait Posture.* 34 (2011) 1–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.002>.
- [21] S. Del Din, E. Carraro, Z. Sawacha, A. Guiotto, L. Bonaldo, S. Masiero, C. Cobelli, Impaired gait in ankylosing spondylitis, *Med Biol Eng Comput.* 49 (2011) 801–9. <https://doi.org/10.1007/s11517-010-0731-x>.
- [22] S.G. Eppeland, A.P. Diamantopoulos, D.M. Soldal, G. Haugeberg, Short term in-patient rehabilitation in axial spondyloarthritis - the results of a 2-week program performed in daily clinical practice, *BMC Res. Notes.* 6 (2013) 185. <https://doi.org/10.1186/1756-0500-6-185>.
- [23] E.H. Coulter, M.T. McDonald, S. Cameron, S. Siebert, L. Paul, Physical activity and sedentary behaviour and their associations with clinical measures in axial spondyloarthritis, *Rheumatol. Int.* 40 (2020) 375–381. <https://doi.org/10.1007/s00296-019-04494-3>.
- [24] H. Kim, I. Park, H. joo Lee, O. Lee, The reliability and validity of gait speed with different walking pace and distances against general health, physical function, and chronic disease in aged adults, *J. Exerc. Nutr. Biochem.* 20 (2016) 46–50. <https://doi.org/10.20463/jenb.2016.09.20.3.7>.
- [25] N. Barkham, L.C. Coates, H. Keen, E. Hensor, A. Fraser, A. Redmond, L. Cawkwell, P. Emery, Double-blind placebo-controlled trial of etanercept in the prevention of work disability in ankylosing spondylitis, *Ann. Rheum. Dis.* 69 (2010) 1926–1928. <https://doi.org/10.1136/ard.2009.121327>.
- [26] O. Beauchet, G. Allali, H. Sekhon, J. Verghese, S. Guilain, J.-P. Steinmetz, R.W. Kressig, J.M. Barden, T. Szturm, C.P. Launay, S. Grenier, L. Bherer, T. Liu-Ambrose, V.L. Chester, M.L. Callisaya, V. Srikanth, G. Léonard, A.-M. De Cock, R. Sawa, G. Duque, R. Camicioli, J.L. Helbostad, Guidelines for Assessment of Gait and Reference Values for Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults: The Biomathics and Canadian Gait Consortiums Initiative, *Front. Hum. Neurosci.* 11 (2017) 353. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00353>.
- [27] E. Çınar, Y. Akkoç, H. Karapolat, R. Durusoy, G. Keser, Postural deformities: potential morbidities to cause balance problems in patients with ankylosing spondylitis?, *Eur. J. Rheumatol.* 3 (2016) 5–9. <https://doi.org/10.5152/eurjrheum.2015.15104>.
- [28] A. Deodhar, A. Kumthekar, M. Dubreuil, Minimal disease activity in Axial Spondyloarthritis: the need of the hour and a proposal for development, *Curr. Opin. Rheumatol.* 29 (2017) 293–297. <https://doi.org/10.1097/BOR.0000000000000387>.
- [29] ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories, ATS statement: guidelines for the six-minute walk test, *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 166 (2002) 111–117. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.166.1.at1102>.
- [30] G. Lee, F. Pollo, Technology Overview:: The Gait Analysis Laboratory, *J. Clin. Eng.* 26 (2001). <https://doi.org/10.1097/00004669-200126020-00010>.
- [31] M. Iosa, P. Picerno, S. Paolucci, G. Morone, Wearable inertial sensors for human movement analysis, *Expert Rev. Med. Devices.* 13 (2016) 641–659. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>.
- [32] F.A. Storm, A. Cesareo, G. Reni, E. Biffi, Wearable Inertial Sensors to Assess Gait during the 6-Minute Walk Test: A Systematic Review, *Sensors.* 20 (2020). <https://doi.org/10.3390/s20092660>.
- [33] D. Vervoort, N. Vuillerme, N. Kosse, T. Hortobágyi, C.J.C. Lamoth, Multivariate Analyses and Classification of Inertial Sensor Data to Identify Aging Effects on the Timed-Up-and-Go Test, *PLoS ONE.* 11 (2016). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155984>.
- [34] P. Esser, J. Collett, K. Maynard, D. Steins, A. Hillier, J. Buckingham, G.D. Tan, L. King, H. Dawes, Single Sensor Gait Analysis to Detect Diabetic Peripheral Neuropathy: A Proof of Principle Study, *Diabetes Metab. J.* 42 (2018) 82–86. <https://doi.org/10.4093/dmj.2018.42.1.82>.
- [35] S. Lewallen, P. Courtright, *Epidemiology in Practice: Case-Control Studies, Community Eye Health.* 11 (1998) 57–58.

- [36] R.W. Bohannon, Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants, *Age Ageing*. 26 (1997) 15–19. <https://doi.org/10.1093/ageing/26.1.15>.
- [37] A.J.L. Brambila-Tapia, A.D. Rocha-Muñoz, L. Gonzalez-Lopez, M. Vázquez-Del-Mercado, M. Salazar-Páramo, I.P. Dávalos-Rodríguez, L. De la Cerda-Trujillo, M.L. Diaz-Toscano, P. Hernandez-Cuervo, V. Diaz-Rizo, D. Sanchez-Mosco, J.C. Vazquez-Jimenez, E.G. Cardona-Muñoz, J.I. Gamez-Nava, Pulmonary function in ankylosing spondylitis: association with clinical variables, *Rheumatol. Int.* 33 (2013) 2351–2358. <https://doi.org/10.1007/s00296-013-2723-2>.
- [38] L. Paul, E.H. Coulter, S. Cameron, M.T. McDonald, M. Brandon, D. Cook, A. McConnachie, S. Siebert, Web-based physiotherapy for people with axial spondyloarthritis (WEBPASS) – a study protocol, *BMC Musculoskelet. Disord.* 17 (2016) 360. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-1218-1>.
- [39] B. Balke, A SIMPLE FIELD TEST FOR THE ASSESSMENT OF PHYSICAL FITNESS. REP 63-6, Rep. Civ. Aeromed. Res. Inst. US. (1963) 1–8.
- [40] B.C. Focht, W.J. Rejeski, W.T. Ambrosius, J.A. Katula, S.P. Messier, Exercise, self-efficacy, and mobility performance in overweight and obese older adults with knee osteoarthritis, *Arthritis Rheum.* 53 (2005) 659–665. <https://doi.org/10.1002/art.21466>.

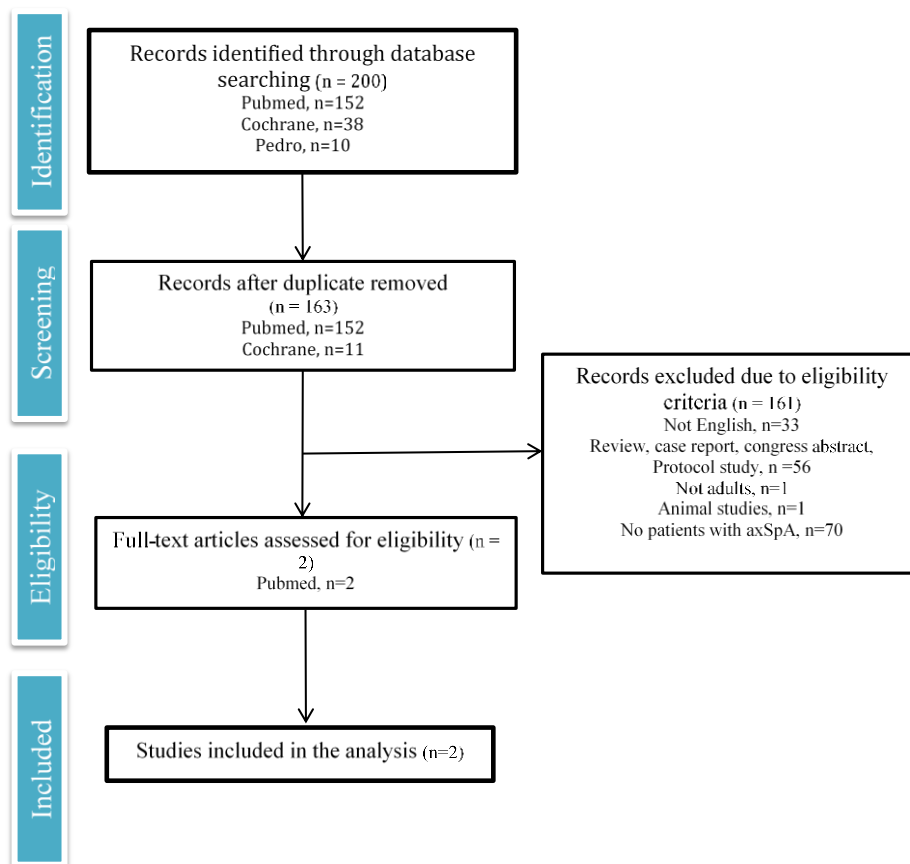


Figure 1. PRISMA flow chart of the selection process

Table 1. Characteristics of the included studies

| First author Year | Journal | Objective | Intervention | Funding | Design | Country |
|----------------------------|-------------------------------|--|---|---|----------------------------------|----------------|
| Eppeland et al. 2013 | BMC Research Notes | Evaluate the effect of a two-weeks rehabilitation program on self-reported outcome and physical function in patients with ax-SpA | Two-week rehabilitation program, not randomized | No information | Retrospective case series report | Norway |
| Coulter et al. 2020 | Rheumatology International | Explore the associations between objectively measured PA and SB using clinical measures in people with established axial SpA | No intervention | Funded by Versus Arthritis (Grant number 20874) | Prospective cohort study | United Kingdom |

Table 2. Clinical characteristics, description of gait tests and gait results of the included studies

| First author | Demographic and clinical characteristics of the participants | Gait protocol | Instrumentation | Gait results |
|--------------------|--|--|-----------------|---|
| Eppeland et al. | N = 87, 60 men Age = 49.2 ±10 axSpA duration: 14.4 years BASFI: 3.1±1.9 BASDAI: 4.3±2.2 BASMI: 3.2 ±2.4 | “6 m maximum gait velocity test” | Not specified | Gait velocity: 2.2± m/s before the intervention |
| Coulter et al. | N = 45, 23 men Age = 49.0 ±11.7 Duration of diagnosis: 15.6 ±11.2 years BASFI: 4.4±2.6 BASDAI: 4.5±2.3 BASMI: 3.6±1.8 | “Clinical measures included the following, described in full in Paul et al. [38]: the Six Minute Walk Test (6MWT), a walking test conducted over six minutes with a greater distance walked indicating better exercise capacity [39].” Description of exercise capacity in the study by Paul et al. [38]: “Exercise capacity will be assessed using a six minute walk test (6MWT) which measures the total distance walked in six minutes on a hard, flat surface[39]. The participant is instructed to walk around two cones positioned 10 m apart for six minutes. They are permitted to slow down or rest when necessary and to use walking aids as required. Although not specific to axial SpA, this test is a well-recognised and validated outcome measure in a range of chronic conditions [40].” | Not specified | Distance: 414 meters ±106 |

Abbreviations: BASFI: Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index, BASDAI: Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index, BASMI: Bath Ankylosing Spondylitis Metrology Index

Partie 3. Méthodologie générale

3.1. Une étude prospective longitudinale : Fonction Locomotion Mesure Inflammation

Ce protocole d'étude a fait l'objet d'un article publié dans une revue internationale à comité de lecture :

Contribution 4 : Soulard, J., Vuillerme, N., Gaudin, P., Grange, L., Baillet, A., Cracowski, J.-L., Juvin, R., Vaillant, J., *Gait as predictor of physical function in axial spondyloarthritis: the prospective longitudinal FOLOMI (Function, Locomotion, Measurement, Inflammation) study protocol.* Rheumatology International 2019. <https://doi.org/10.1007/s00296-019-04396-4>

Résumé

La spondylarthrite est un groupe de maladies inflammatoires rhumatismales chroniques. Les critères ASAS (Assessment of SpondyloArthritis Society), permettent de catégoriser les spondylarthrites en spondylarthrite axiale (SpA), avec implication majeure de la colonne vertébrale, ou spondylarthrite périphérique, avec prédominance des manifestations périphériques ou extra-articulaires tels que l'entésite, l'uvéïte, le psoriasis ou les maladies de vessie inflammatoire. Dans la SpA, une forme radiologique (spondylarthrite ankylosante (SA)) et une forme non-radiologique sont décrites, et partagent des caractéristiques cliniques et physio-pathologiques communes. Les principales manifestations de la SpA sont les douleurs dorsales inflammatoires et la raideur spinale, avec des conséquences importantes sur les capacités de travail et de productivité, et sur la qualité de vie.

Si les nouveaux critères ASAS ont permis de diagnostiquer, et traiter plus précocement les patients, l'évolution de la SpA est peu connue. La SpA est marquée par des périodes alternées de stabilité et de poussées, qui contribuent au caractère imprédictible de la maladie. Certains critères, tels que la présence de syndesmophytes, une inflammation étendue des sacro-iliaques, la positivité au gène HLA-B27, le genre masculin, une CRP augmentée, ou le tabac, permettent en partie de prédire l'évolution de la SpA vers le stade radiologique.

Comme pour la SA, la fonction physique des patients atteints de SpA est couramment évaluée en pratique clinique par l'auto questionnaire BASFI (Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index). La plupart des patients atteints de SpA ont une fonction physique altérée, révélée par un score élevé du BASFI. Dans la SA, la fonction physique peut être prédite par l'âge, le tabac ou le support social. Cependant, la prédiction de la fonction physique mérite d'être approfondie, particulièrement car la fonction physique semble être liée à la baisse de productivité ou à l'absentéisme au travail, à la qualité de vie et à la dépression dans la SpA, et constitue un prédicteur majeur du coût médical des patients atteints de SA.

Des études récentes ont rapporté que la marche pouvait être altérée dans la SA, avec un patron de marche plus précautionneux, moins de variabilité et une diminution des amplitudes du genou et de la hanche durant la marche, par rapport à une population saine. Cependant, la marche des patients atteints de SpA a peu été étudiée, et n'a jamais été étudiée en comparaison avec des volontaires sains. De plus, aucune étude n'a effectué une analyse psychométrique de l'évaluation de la marche, ou une analyse prospective

et longitudinale de la marche dans cette pathologie. Nous faisons l'hypothèse que la marche représenterait un marqueur important de l'évolution de la SpA. De plus, il y a un intérêt croissant à utiliser l'évaluation de la marche comme prédicteur de la fonction physique dans plusieurs populations. Cependant, aucune étude, à ce jour, n'a utilisé les paramètres de marche comme prédicteurs de la fonction physique dans la SpA. L'objectif de l'étude est donc de déterminer si les paramètres de marche de patients atteints de SpA peuvent prédire la fonction physique à 18 mois. Les objectifs secondaires sont les suivants : 1) Etudier la relation entre les paramètres mesurés à T0 et la fonction physique mesurée par le BASFI à T0 ; 2) Etudier la relation entre les paramètres mesurés à T0 et l'activité de la maladie mesurée par le BASDAI à T0 ; 3) Evaluer l'état de santé général des patients atteints de SpA et son évolution en prenant en compte le niveau d'activité physique, l'état de fatigue, la fatigue diurne et la qualité de vie ; 4) Comparer les paramètres de marche entre les patients atteints de SpA et des personnes saines.

Cette étude est une cohorte prospective et longitudinale, se déroulant au Centre Hospitalier Universitaire Grenoble Alpes, en France. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique d'Ile de France (CPP IDF1, RCB: 2017-A03468-45, date d'acceptation: 17 juillet 2018). L'inclusion des participants a commencé au mois d'août 2018 et devrait se terminer en août 2021. Soixante patients atteints de SpA seront inclus et suivis durant 18 mois. Trente volontaires sains de même âge et même sexe que les 30 premiers patients seront inclus. Les critères d'inclusion des patients sont d'être âgé de 18 à 65 ans, avec un diagnostic de SpA ou de SA, d'être capable de marcher 180 m sans aide technique, d'avoir un traitement stable depuis 12 mois et une sécurité sociale française. Les patients n'étaient pas inclus s'ils présentaient une pathologie musculo-squelettique, cardio-respiratoire, neurologique, une prothèse du membre inférieur réalisée ou programmée dans les 18 mois, ou un désir de grossesse dans les 18 mois. L'article présente ensuite le déroulement de l'étude pour chaque participant incluant les informations enregistrées, les questionnaires et les tests réalisés.

Gait as predictor of physical function in axial spondyloarthritis: the prospective longitudinal FOLOMI study protocol

Function, Locomotion, Measurement and Inflammation

Abstract

Background: Axial spondyloarthritis (axSpA) is a chronic inflammatory rheumatic disease affecting predominantly sacroiliac joints and axial skeleton. AxSpA progression being irregular and hardly predictable, identifying functional decline is particularly important in patient with AxSpA to allow delivery of timely and targeted interventions. Pain, reduced range of motion or altered posture can have adverse consequences on gait. Although gait has previously been used as a sensitive measure of physical outcomes in elderly and pathological populations, to the best of our knowledge, no study has used gait as a predictor of physical function in patients with axSpA. The objective of our study is hence to determine if gait parameters measured in patients with axSpA could predict the evaluation at 18 months of physical function as assessed by the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI).

Methods: This is a prospective and longitudinal study. Sixty patients with axSpA and 30 healthy age- and sex-matched controls will be included. Patients should be aged 18 to 65 years at time of their first evaluation, followed at Grenoble Alpes University Hospital for axSpA or ankylosing spondylitis, able to walk 180 m without technical help and with stable treatment for at least 12 months. Clinical characteristics, BASFI, Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI), clinical and laboratory measurements of gait will be assessed during four visits (at baseline and at months 6, 12, and 18). Similar assessments will be performed once for the healthy control group. A linear mixed model at 6, 12 and 18 months will be constructed to answer to the first objective, with the BASFI as dependent variable and gait parameters as explanatory variables. The data collection started in August 2018 and will be completed with the inclusion and follow-up of all the participants.

Discussion: We believe that the combination of clinical and laboratory measurements of gait in patients with axSpA could strengthen the capacity to monitor disease's evolution and to predict changes in patients' physical function. Results of the present study could ultimately allow delivering targeted, timely, personalized interventions and treatment in patients with axSpA.

Trial registration: The study was approved by local ethic committee (CPP Ile De France 1, RCB: 2017-A03468-45, date of agreement: July 17th 2018, Last version: V4.0, March 5th, 2019) and is retrospectively registered in Clinical trials (NCT03761212).

Keywords: Ankylosing spondylitis, axial spondyloarthritis, spondylarthritis, walking, wearable sensors, 6-Minute Walk Test, Timed Up and Go, 10-Meter Walk Test, instrumented gait

Introduction

Spondyloarthritis (SpA) is a category of inflammatory rheumatic disease with common pathophysiological features [1]. According to the Assessment of SpondyloArthritis international Society (ASAS) criteria, SpA is categorized as axial SpA (axSpA) with predominant involvement of axial skeleton, or peripheral SpA with peripheral or extra-articular manifestations such as enthesitis, uveitis, psoriasis or inflammatory bowel disease [2–4]. A radiologic (i.e. ankylosing spondylitis (AS)) and a non-radiologic forms of AxSpA are classically described and share common clinical and pathophysiological features [5–10]. Main clinical manifestations of axSpA can include inflammatory back pain, spinal stiffness [11, 12], with adverse consequences on work ability and productivity, quality of life and psychological well-being [13].

AxSpA is marked by alternative periods of stable disease activity and flares, which contribute to the unpredictability of the disease [14]. The presence of syndesmophytes [15] or extended active sacroiliitis on MRI images [16, 17], HLA-B27 gene [16], male gender [18], elevated C-reactive protein levels [15, 19] and smoking [15] are seen as one of the predictors of the advancement of the disease to the radiographic stage [20]. However, the natural evolution of axSpA is not fully understood [21].

Physical function of patients with axSpA is usually assessed in clinical setting with the same scale as patients with AS, namely the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI)[22]. Most of patients with axSpA have impaired physical function, as assessed by a high score on the BASFI [23]. In patients with AS, physical function can be predicted with age, smoking status, or social support [24]. However, prediction of physical function in patients with axSpA still needs to be deepened, especially as it appears to be related to work productivity loss and absenteeism [25], health-related quality of life [26], or depression in patients with axSpA [27] and constitutes a major predictor of total medical costs of patients with AS [28].

Previous works have also reported altered physical function in patients with AS [24, 29], that was related to an altered gait [30–33], with more cautious pattern, more variability and decreased range of motion at hip and knee joints observed in patients with AS compared to healthy controls [31, 33, 34]. However, gait in patients with axSpA has been poorly assessed [35], without comparison of gait to an healthy control group.

We hypothesise that gait could represent a valuable marker of axSpA evolution. Besides, there is growing interest in applying gait measurement to predict physical outcomes in elderly [36–38]. For instance, gait has previously be shown to predict lower extremity limitations [37], or disability [38] in older adults. However, to the best of our knowledge, no study has used gait parameters as predictors of physical function in patients with axSpA.

Methods

Aims

The primary objective of FOLOMI (Function, Locomotion, Measurement and Inflammation) study is to determine if gait parameters measured in patients with axSpA could predict the evaluation of physical function at 18 months.

The secondary objectives are fourfold:

- (1) To study the relationship between gait parameters measured at baseline (T0) and the physical function as assessed by the BASFI at T0 in patients with axSpA;
- (2) To study the relationship between gait parameters at T0 and the disease activity score evaluated by the Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI) at T0 in patients with AxSpA;
- (3) To assess general state of health of patients with axSpA and its evolution by appreciating: level of physical activity, state of fatigue, diurnal sleepiness and quality of life;
- (4) To compare gait parameters between patients with axSpA and healthy controls.

Study design

The study is a prospective and longitudinal cohort, taking place in Grenoble Alpes University Hospital, France. This study was approved by local ethic committee (CPP IDF1, RCB: 2017-

A03468-45, date of agreement: July 17th, 2018) and is registered in Clinical trials (NCT03761212). Inclusion of patients with axSpA started in August 2018 and planned to finish in August 2020. 60 patients with axSpA will be included and followed during 18 months. A healthy control group of 30 participants will be included and age- and sex-matched to the 30 first patients with axSpA.

Participants

Inclusion and exclusion criteria for patients and healthy controls are displayed in Table 1.

When participants will be included, the exclusion criteria will be:

- Participants who revoke his consent to the study
- Medical state that is not compatible for the further study
- Pregnant women
- Protocol violation
- Conduct of the study that is not respected

Data collected before exclusion of the participant will be used in data analysis, unless objected by the participant.

Data collection and measurements

Patients with axSpA

Patients with axSpA will be recruited by rheumatologists in consultations or day-care programs and be oriented to the physiotherapist.

After explaining the study protocol and checking inclusion and non-inclusion criteria, the physiotherapist will collect written informed consent from the patients with axSpA. Unless otherwise specified, clinical characteristics, BASFI, BASDAI, clinical and laboratory measurements of gait will be collected at study enrolment (baseline) and every 6 months during an 18-month follow-up. In other words, 4 sessions, T0, T6, T12 and T18 of assessment will be performed (Table 2, following SPIRIT guidelines).

Healthy controls

Healthy control participants will be recruited by investigators and scientific collaborators. Assessments will be conducted once. The physiotherapist will explain the study protocol, check inclusion and non-inclusion criteria and collect written informed consent. The physiotherapist will collect healthy controls' clinical characteristics. As for patients with axSpA, healthy controls will have to complete gait assessments and eight self-assessment questionnaires -IPAQ, SF-36, Epworth and Pichot scales, foot function index, smoking and work status, and social support-.

Gait assessments will be performed, wearing walking shoes, using 6 inertial measurement units with tri-axial accelerometers and gyroscopes. These wearable sensors will be placed on feet, wrists, lower back and sternum to compute gait parameters.

Sample size and power calculations

The sample size calculation was computed using the NQuery Advisor® software. Sixty subjects are necessary to detect a multiple linear relation, with a determination coefficient R^2 of 0.21 or more (low to high intensity), and a power of 80%, with alpha risk of 5% and three covariates (gait speed, stride time and stride length). To study this relationship at three different times (6, 12 and 18 months), an adjustment of alpha risk with Bonferroni correction was taking into account ($\alpha' = \alpha / 3 = 0.017$).

Statistical methods

Statistics will be conducted with SPSS® software. An intermediate statistical analysis will be conducted when half of the patients will be included. Statistical analysis will be done at T0, T6, T12 and T18. If some data are missing, they will be replaced by the multiple imputation method. To answer to the first objective, a linear mixed model at 6, 12 and 18 months will be constructed, with the BASFI as dependent variable and gait parameters as explanatory variables.

If normality is assumed, quantitative parameters will be described by mean \pm standard deviation and the 95% confidence interval. Pearson correlation coefficients will be calculated between gait parameters and BASFI or BASDAI. Evolution of clinical state and gait pattern in patients with axSpA will be assessed using repeated measured analysis of variance. To compare patients with axSpA and healthy controls, bilateral t tests will be conducted.

Discussion

To the best of our knowledge, this prospective longitudinal study is the first to investigate if gait parameters could predict the evaluation of physical function as assessed by BASFI, at 18 months in patients with axSpA.

AxSpA evolution is heterogeneous and hardly predictable as disease course is usually made of successive inflammatory flares [14]. Key predictors of axSpA evolution to the radiographic stage are gender, smoking status, or high level of CRP [15, 18, 19]. In patients with AS, better physical function can be related to higher social support, younger age and non-smoker status [24]. However, prediction of physical function still needs to be deepened especially as it appears to be part of health-related quality of life [26], depression [27], and work productivity [25].

In older adults, gait has been reported as a predictor of lower extremity limitations [37], or disability [38]. Considering decreased range of movement, pain, altered posture and feet abnormalities [52, 64, 65], previous studies have reported that AS leads to an altered gait pattern, with shorter stride length or decreased hip and knee ranges of motion compared to healthy controls [31, 33].

To determine specific axSpA consequences on gait pattern, the FOLOMI study will compare gait of patients with axSpA with healthy age- and sex- matched controls. Only few case-control studies on patients with AS has been published [31–33, 66–68] and only one has assessed gait in patients with axSpA [35]. Besides, strength of the FOLOMI study is to combine clinical and laboratory measurements of gait during an 18-month follow-up, using material and tests applicable to clinical practice. In previous studies on patients with AS, gait was assessed either with clinical tests, i.e. TUG test [67], or 6MWT [66, 67]; or with the use of 3D cameras that is hardly applicable to clinical routine [69]. Wearable inertial sensors are also able to capture different phases and features of walking pattern, such as pace, rhythm, variability or asymmetry [70], and do permit to capture gait pattern over an extended space and time, and thus in clinical practice [69, 71].

We believe that the combination of clinical and laboratory measurements of gait in patients with axSpA could strengthen the capacity to monitor disease's evolution and to predict changes in patients' physical function [72]. This could ultimately allow delivering targeted, timely, personalized interventions and/or treatment [73–77] in patients with axSpA.

References

1. Proft F, Poddubnyy D (2018) Ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis: recent insights and impact of new classification criteria. *Ther Adv Musculoskelet Dis* 10:129–139. <https://doi.org/10.1177/1759720X18773726>
2. Raychaudhuri SP, Deodhar A (2014) The classification and diagnostic criteria of ankylosing spondylitis. *J Autoimmun* 48–49:128–133. <https://doi.org/10.1016/j.jaut.2014.01.015>
3. Rudwaleit M, van der Heijde D, Landewé R, et al (2011) The Assessment of SpondyloArthritis International Society classification criteria for peripheral spondyloarthritis and for spondyloarthritis in general. *Ann Rheum Dis* 70:25–31. <https://doi.org/10.1136/ard.2010.133645>
4. Sieper J, Poddubnyy D (2017) Axial spondyloarthritis. *Lancet Lond Engl* 390:73–84. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)31591-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)31591-4)
5. Nouredin B, Barkham N (2018) The current standard of care and the unmet needs for axial spondyloarthritis. *Rheumatol Oxf Engl* 57:vi10–vi17. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/key217>
6. Kiltz U, Baraliakos X, Karakostas P, et al (2012) Do patients with non-radiographic axial spondylarthritis differ from patients with ankylosing spondylitis? *Arthritis Care Res* 64:1415–1422. <https://doi.org/10.1002/acr.21688>
7. Lockwood MM, Gensler LS (2017) Nonradiographic axial spondyloarthritis. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 31:816–829. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2018.08.008>

8. Sieper J, Hu X, Black CM, et al (2017) Systematic review of clinical, humanistic, and economic outcome comparisons between radiographic and non-radiographic axial spondyloarthritis. *Semin Arthritis Rheum* 46:746–753. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2016.09.002>
9. Deodhar A, Strand V, Kay J, Braun J (2016) The term “non-radiographic axial spondyloarthritis” is much more important to classify than to diagnose patients with axial spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 75:791–794. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2015-208852>
10. Akasbi N, Siar N, Zoukal S, et al (2019) Comparison of non-radiographic axial spondyloarthritis and ankylosing spondylitis from a single rheumatology hospital in Morocco. *Curr Rheumatol Rev*. <https://doi.org/10.2174/1573397115666190222195923>
11. Sieper J, Rudwaleit M, Baraliakos X, et al (2009) The Assessment of SpondyloArthritis international Society (ASAS) handbook: a guide to assess spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 68 Suppl 2:ii1-44. <https://doi.org/10.1136/ard.2008.104018>
12. Imkamp M, Lima Passos V, Boonen A, et al (2018) Uncovering the heterogeneity of disease impact in axial spondyloarthritis: bivariate trajectories of disease activity and quality of life. *RMD Open* 4:e000755. <https://doi.org/10.1136/rmdopen-2018-000755>
13. Packham J (2018) Optimizing outcomes for ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis patients: a holistic approach to care. *Rheumatol Oxf Engl* 57:vi29–vi34. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/key200>
14. Stone MA, Pomeroy E, Keat A, et al (2008) Assessment of the impact of flares in ankylosing spondylitis disease activity using the Flare Illustration. *Rheumatol Oxf Engl* 47:1213–1218. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ken176>
15. Poddubnyy D, Haibel H, Listing J, et al (2012) Baseline radiographic damage, elevated acute-phase reactant levels, and cigarette smoking status predict spinal radiographic progression in early axial spondylarthritis. *Arthritis Rheum* 64:1388–1398. <https://doi.org/10.1002/art.33465>
16. Bennett AN, McGonagle D, O'Connor P, et al (2008) Severity of baseline magnetic resonance imaging-evident sacroiliitis and HLA-B27 status in early inflammatory back pain predict radiographically evident ankylosing spondylitis at eight years. *Arthritis Rheum* 58:3413–3418. <https://doi.org/10.1002/art.24024>
17. Oostveen J, Prevo R, den Boer J, van de Laar M (1999) Early detection of sacroiliitis on magnetic resonance imaging and subsequent development of sacroiliitis on plain radiography. A prospective, longitudinal study. *J Rheumatol* 26:1953–1958
18. Rudwaleit M, Haibel H, Baraliakos X, et al (2009) The early disease stage in axial spondylarthritis: results from the German Spondyloarthritis Inception Cohort. *Arthritis Rheum* 60:717–727. <https://doi.org/10.1002/art.24483>
19. Poddubnyy D, Rudwaleit M, Haibel H, et al (2011) Rates and predictors of radiographic sacroiliitis progression over 2 years in patients with axial spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 70:1369–1374. <https://doi.org/10.1136/ard.2010.145995>
20. Rudwaleit M, Sieper J (2012) Referral strategies for early diagnosis of axial spondyloarthritis. *Nat Rev Rheumatol* 8:262–268. <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2012.39>
21. Garg N, van den Bosch F, Deodhar A (2014) The concept of spondyloarthritis: where are we now? *Best Pract Res Clin Rheumatol* 28:663–672. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2014.10.007>
22. Zochling J (2011) Measures of symptoms and disease status in ankylosing spondylitis: Ankylosing Spondylitis Disease Activity Score (ASDAS), Ankylosing Spondylitis Quality of Life Scale (ASQoL), Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI), Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI), Bath Ankylosing Spondylitis Global Score (BAS-G), Bath Ankylosing Spondylitis Metrology Index (BASMI), Dougados Functional Index (DFI), and Health Assessment Questionnaire for the Spondylarthropathies (HAQ-S). *Arthritis Care Res Hoboken* 63 Suppl 11:S47-58. <https://doi.org/10.1002/acr.20575>

23. Boonen A, Sieper J, van der Heijde D, et al (2015) The burden of non-radiographic axial spondyloarthritis. *Semin Arthritis Rheum* 44:556–562. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2014.10.009>
24. Ward MM (2002) Predictors of the progression of functional disability in patients with ankylosing spondylitis. *J Rheumatol* 29:1420–1425
25. de Hooge M, Ramonda R, Lorenzin M, et al (2016) Work productivity is associated with disease activity and functional ability in Italian patients with early axial spondyloarthritis: an observational study from the SPACE cohort. *Arthritis Res Ther* 18:265. <https://doi.org/10.1186/s13075-016-1162-3>
26. López-Medina C, Garrido-Castro JL, Castro-Jiménez J, et al (2018) Evaluation of quality of life in patients with axial spondyloarthritis and its association with disease activity, functionality, mobility, and structural damage. *Clin Rheumatol* 37:1581–1588. <https://doi.org/10.1007/s10067-018-4112-4>
27. Zhao S, Thong D, Miller N, et al (2018) The prevalence of depression in axial spondyloarthritis and its association with disease activity: a systematic review and meta-analysis. *Arthritis Res Ther* 20:140. <https://doi.org/10.1186/s13075-018-1644-6>
28. Ward MM (2002) Functional disability predicts total costs in patients with ankylosing spondylitis. *Arthritis Rheum* 46:223–231. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(200201\)46:1<223::AID-ART498>3.0.CO;2-#](https://doi.org/10.1002/1529-0131(200201)46:1<223::AID-ART498>3.0.CO;2-#)
29. Robertson LP, Davis MJ (2004) A longitudinal study of disease activity and functional status in a hospital cohort of patients with ankylosing spondylitis. *Rheumatol Oxf Engl* 43:1565–1568. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keh386>
30. Carroll M, Parmar P, Dalbeth N, et al (2015) Gait characteristics associated with the foot and ankle in inflammatory arthritis: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord* 16:134. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0596-0>
31. Del Din S, Carraro E, Sawacha Z, et al (2011) Impaired gait in ankylosing spondylitis. *Med Biol Eng Comput* 49:801–9. <https://doi.org/10.1007/s11517-010-0731-x>
32. Mangone M, Scettri P, Paoloni M, et al (2011) Pelvis-shoulder coordination during level walking in patients with ankylosing spondylitis. *Gait Posture* 34:1–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.002>
33. Zebouni L, Helliwell PS, Howe A, Wright V (1992) Gait analysis in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 51:898–9
34. Soulard J, Vuillerme N, Vaillant J (2019) Gait Characteristics in Patients With Ankylosing Spondylitis: Protocol for a Systematic Review. *JMIR Res Protoc* 8:e12470. <https://doi.org/10.2196/12470>
35. Eppeland SG, Diamantopoulos AP, Soldal DM, Haugeberg G (2013) Short term in-patient rehabilitation in axial spondyloarthritis - the results of a 2-week program performed in daily clinical practice. *BMC Res Notes* 6:185. <https://doi.org/10.1186/1756-0500-6-185>
36. Montero-Odasso M, Schapira M, Soriano ER, et al (2005) Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60:1304–1309
37. Cesari M, Kritchevsky SB, Penninx BWHJ, et al (2005) Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people--results from the Health, Aging and Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc* 53:1675–1680. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53501.x>
38. Abellan van Kan G, Rolland Y, Andrieu S, et al (2009) Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *J Nutr Health Aging* 13:881–889
39. Calin A, Garrett S, Whitelock H, et al (1994) A new approach to defining functional ability in ankylosing spondylitis: the development of the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index. *J Rheumatol* 21:2281–2285
40. Calin A, Nakache JP, Gueguen A, et al (1999) Defining disease activity in ankylosing spondylitis: is a combination of variables (Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index) an appropriate instrument? *Rheumatol Oxf Engl* 38:878–882

41. Garrett S, Jenkinson T, Kennedy LG, et al (1994) A new approach to defining disease status in ankylosing spondylitis: the Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index. *J Rheumatol* 21:2286–2291
42. Boonstra AM, Schiphorst Preuper HR, Reneman MF, et al (2008) Reliability and validity of the visual analogue scale for disability in patients with chronic musculoskeletal pain. *Int J Rehabil Res Int Z Rehabil Rev Int Rech Readaptation* 31:165–169. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e3282fc0f93>
43. Escalante A, Lichtenstein MJ, White K, et al (1995) A method for scoring the pain map of the McGill Pain Questionnaire for use in epidemiologic studies. *Aging Milan Italy* 7:358–366
44. van Trijffel E, van de Pol RJ, Oostendorp RA, Lucas C (2010) Inter-rater reliability for measurement of passive physiological movements in lower extremity joints is generally low: a systematic review. *J Physiother* 56:223–235
45. Berthelot J-M, Laslett M (2009) Par quels signes cliniques s'assurer au mieux qu'une douleur est bien d'origine sacro-iliaque (sensu lato) ? *Rev Rhum* 76:741–749
46. Williams R, Binkley J, Bloch R, et al (1993) Reliability of the modified-modified Schöber and double inclinometer methods for measuring lumbar flexion and extension. *Phys Ther* 73:33–44
47. Poulin V, Desrosiers J (2010) [Validation of the French translation of the Impact on Participation and Autonomy questionnaire (IPAQ)]. *Can J Occup Ther Rev Can Ergother* 77:159–166. <https://doi.org/10.2182/cjot.2010.77.3.5>
48. Perneger TV, Leplège A, Etter JF, Rougemont A (1995) Validation of a French-language version of the MOS 36-Item Short Form Health Survey (SF-36) in young healthy adults. *J Clin Epidemiol* 48:1051–1060
49. Kaminska M, Jobin V, Mayer P, et al (2010) The Epworth Sleepiness Scale: Self-administration versus administration by the physician, and validation of a French version. *Can Respir J J Can Thorac Soc* 17:e27–e34
50. Pichot P, Brun JP (1984) [Brief self-evaluation questionnaire for depressive, asthenic and anxious dimensions]. *Ann Med Psychol (Paris)* 142:862–865
51. Pourtier-Piotte C, Pereira B, Soubrier M, et al (2015) French validation of the Foot Function Index (FFI). *Ann Phys Rehabil Med* 58:276–282. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2015.07.003>
52. Koca TT, Göğebakan H, Koçyiğit BF, et al (2019) Foot functions in ankylosing spondylitis. *Clin Rheumatol* 38:1083–1088. <https://doi.org/10.1007/s10067-018-4386-6>
53. Wood D, Mould M, Ong S, Baker E (2005) “Pack year” smoking histories: what about patients who use loose tobacco? *Tob Control* 14:141–142. <https://doi.org/10.1136/tc.2004.009977>
54. Rivière F, Widad FZ, Speyer E, et al (2018) Reliability and validity of the French version of the global physical activity questionnaire. *J Sport Health Sci* 7:339–345. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.08.004>
55. Reilly MC, Gooch KL, Wong RL, et al (2010) Validity, reliability and responsiveness of the Work Productivity and Activity Impairment Questionnaire in ankylosing spondylitis. *Rheumatol Oxf Engl* 49:812–819. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kep457>
56. Reveille JD (2015) Biomarkers for diagnosis, monitoring of progression, and treatment responses in ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis. *Clin Rheumatol* 34:1009–1018. <https://doi.org/10.1007/s10067-015-2949-3>
57. Graham JE, Ostir GV, Fisher SR, Ottenbacher KJ (2008) Assessing walking speed in clinical research: a systematic review. *J Eval Clin Pract* 14:552–562. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2753.2007.00917.x>
58. Beauchet O, Allali G, Sekhon H, et al (2017) Guidelines for Assessment of Gait and Reference Values for Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults: The Biomathics and Canadian Gait Consortiums Initiative. *Front Hum Neurosci* 11:353. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00353>
59. Yang L, He C, Pang MYC (2016) Reliability and Validity of Dual-Task Mobility Assessments in People with Chronic Stroke. *PloS One* 11:e0147833. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147833>

60. Vervoort D, Vuillerme N, Kosse N, et al (2016) Multivariate Analyses and Classification of Inertial Sensor Data to Identify Aging Effects on the Timed-Up-and-Go Test. *PloS One* 11:e0155984. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155984>
61. Bloch ML, Jønsson LR, Kristensen MT (2017) Introducing a Third Timed Up & Go Test Trial Improves Performances of Hospitalized and Community-Dwelling Older Individuals. *J Geriatr Phys Ther* 2001 40:121–126. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000080>
62. Bonnyaud C, Roche N, Van Hamme A, et al (2016) Locomotor Trajectories of Stroke Patients during Oriented Gait and Turning. *PloS One* 11:e0149757. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0149757>
63. ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories (2002) ATS statement: guidelines for the six-minute walk test. *Am J Respir Crit Care Med* 166:111–117. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.166.1.at1102>
64. Aydog E, Depedibi R, Bal A, et al (2006) Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. *Rheumatol Oxf Engl* 45:445–448. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kei192>
65. Bot SD, Caspers M, Van Royen BJ, et al (1999) Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: a pilot study. *Rheumatol Oxf Engl* 38:441–443. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/38.5.441>
66. Brambila-Tapia AJL, Rocha-Muñoz AD, Gonzalez-Lopez L, et al (2013) Pulmonary function in ankylosing spondylitis: association with clinical variables. *Rheumatol Int* 33:2351–2358. <https://doi.org/10.1007/s00296-013-2723-2>
67. Çınar E, Akkoç Y, Karapolat H, et al (2016) Postural deformities: potential morbidities to cause balance problems in patients with ankylosing spondylitis? *Eur J Rheumatol* 3:5–9. <https://doi.org/10.5152/eurjrheum.2015.15104>
68. Halvorsen S, Vøllestad NK, Fongen C, et al (2012) Physical fitness in patients with ankylosing spondylitis: comparison with population controls. *Phys Ther* 92:298–309. <https://doi.org/10.2522/ptj.20110137>
69. Iosa M, Picerno P, Paolucci S, Morone G (2016) Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Rev Med Devices* 13:641–659. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>
70. Lord S, Galna B, Verghese J, et al (2013) Independent domains of gait in older adults and associated motor and nonmotor attributes: validation of a factor analysis approach. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 68:820–827. <https://doi.org/10.1093/gerona/gls255>
71. Petraglia F, Scarcella L, Pedrazzi G, et al (2019) Inertial sensors versus standard systems in gait analysis: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Phys Rehabil Med* 55:265–280. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.18.05306-6>
72. Doran MF, Brophy S, MacKay K, et al (2003) Predictors of longterm outcome in ankylosing spondylitis. *J Rheumatol* 30:316–320
73. Sharan D, Rajkumar JS (2017) Physiotherapy for Ankylosing Spondylitis: Systematic Review and a Proposed Rehabilitation Protocol. *Curr Rheumatol Rev* 13:121–125. <https://doi.org/10.2174/1573397112666161025112750>
74. Verhoeven F, Guillot X, Prati C, et al (2019) Aerobic exercise for axial spondyloarthritis - its effects on disease activity and function as compared to standard physiotherapy: A systematic review and meta-analysis. *Int J Rheum Dis* 22:234–241. <https://doi.org/10.1111/1756-185X.13385>
75. Martins NA, Furtado GE, Campos MJ, et al (2014) Exercise and ankylosing spondylitis with New York modified criteria: a systematic review of controlled trials with meta-analysis. *Acta Reumatol Port* 39:298–308
76. Haroon N, Inman RD, Learch TJ, et al (2013) The Impact of TNF-inhibitors on radiographic progression in Ankylosing Spondylitis. *Arthritis Rheum* 65:2645–2654. <https://doi.org/10.1002/art.38070>
77. Jethwa H, Bowness P (2016) The interleukin (IL)-23/IL-17 axis in ankylosing spondylitis: new advances and potentials for treatment. *Clin Exp Immunol* 183:30–36. <https://doi.org/10.1111/cei.12670>

Table 1. Inclusion and exclusion criteria for participants

| Patients with axial spondyloarthritis | |
|--|--|
| Inclusion criteria: | Non-inclusion criteria: |
| <ul style="list-style-type: none"> - aged 18 to 65 years at time of their first evaluation - axSpA (based on ASAS criteria) or AS (based on modified New York Criteria) - able to walk 180 m without technical help - with stable treatment for 12 months - with a public health insurance (French social security) | <ul style="list-style-type: none"> - musculo-skeletal, cardio-respiratory or neurologic disease that could affect gait - hip or knee arthroplasty done or planned in the following 18 months - not able to speak French - desire of pregnancy in the following 18 months - adults protected by laws (Article L1121-5) |
| Healthy controls | |
| Inclusion criteria: | Non-inclusion criteria: |
| <ul style="list-style-type: none"> - aged 18 to 65 years at time of evaluation - able to walk 180 m without technical help - with a health insurance | <ul style="list-style-type: none"> - musculo-skeletal, cardio-respiratory or neurologic disease that could affect gait - hip or knee arthroplasty done - not able to speak French - desire of pregnancy in the following 18 months - adults protected by laws (Article L1121-5) |

Table 2: Patients assessments based on SPIRIT guidelines

| TIMEPOINTS | STUDY PERIOD | | | |
|--|-------------------------------|-----------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| | Baseline T0 (inclusion) | 6 months T6 ± 3 weeks | 12 months T12 ± 3 weeks | 18 months T18 ± 3 weeks |
| ENROLMENT: | | | | |
| Eligibility screen | X | | | |
| Information letter and written consent form | X | | | |
| ASSESSMENTS: | | | | |
| Clinical characteristics (height, weight, medical history, treatment, disease duration and HLA-B27 status) | X | X | X | X |
| Disease duration and treatment | X | X | X | X |
| BASFI [22, 39] | X | X | X | X |
| BASDAI [40, 41] | X | X | X | X |
| Pain intensity [42] and location [43] | X | X | X | X |
| Gait assessments (cf Table 3) | X | X | X | X |
| Lower limb range of motion [44], sacroiliac pain tests [45], hand to ground distance, Schöber indexes [46] | X | | | X |
| Self-assessment questionnaires: IPAQ [47], SF-36 [48], Epworth [49] and Pichot [50], foot function index [51, 52], smoking status [53], working activity with GPAQ [54] and WPAI [55], social support [56] | X | | | X |
| Adverse events | X | X | X | X |

Abbreviations: BASFI: Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index, BASDAI: Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index, 10MWT: 10-Meter Walk Test, iTUG: instrumented Timed Up and Go, i6MWT: instrumented 6-Minute Walk Test

Table 3. Gait assessments for patients and healthy controls

| Tests | Description |
|---|---|
| 1. a 10-Meter Walk Test (10MWT) | Performed at comfortable walking speed [57], in single and dual task conditions (3 trials per condition). In the dual task condition, participants will have to carry a full cup of water in their dominant hand with the following instruction: “perform both tasks as well as possible” [58, 59]. The physiotherapist will note whether there is any spillage of water [59]. |
| 2. an instrumented Timed Up and Go (iTUG) | Participants will be asked to stand up from a chair without the use of the arms, walk 7 meters, turn around a plot, walk back and sit down on the chair without the use of the arms, as fast as possible (3 trials) [60, 61]. iTUG will be performed in standardized conditions with standard chair height, their knee flexed at 100° and their feet placed symmetrically [62] |
| 3. an instrumented 6-Minute Walk Test (i6MWT) | Performed following American Thoracic Society guidelines [63]. Participants will have to walk back and forth during six minutes, along a flat straight enclosed 30 meters corridor turning around cones. Instructions given to the participants will be to “walk as far as possible for 6 minutes, i.e. walk the longest distance, so as fast as possible for 6 minutes” [63]. Every minute, standard sentences of encouragement will be provided. Number of turns will be counted to estimate the covered distance. At the beginning and the end of the i6MWT, dyspnoea, fatigue and potential other symptoms will be collected. |

3.2. Type d'étude

Une étude originale prospective de cohorte FOLOMI (Fonction Locomotion Mesure Inflammation) a été conduite au CHU Grenoble Alpes, à l'hôpital Sud, dans le service de rhumatologie, promue par le CHU Grenoble Alpes. Cette étude a été approuvée par le comité de protection des personnes d'Ile de France 1 (CPP IDF1, RCB: 2017-A03468-45, date initiale d'approbation : 17 juillet 2018, dernière version : V6.0, acceptée le 17 juin 2020). L'étude FOLOMI a été enregistrée sur Clinical trials avec le numéro : NCT03761212.

L'inclusion des patients atteints de SpA a commencé en août 2018 et s'est terminée en août 2020. Les patients étaient orientés vers le kinésithérapeute par les rhumatologues lors des consultations ou des hospitalisations de jour. Sur les 160 patients contactés, soixante patients atteints de SpA ont été inclus et suivis durant 18 mois au cours de quatre visites (une visite tous les 6 mois). Un groupe contrôle de trente volontaires sains appariés en genre et âge aux trente premiers patients atteints de SpA inclus était également recruté. L'étude FOLOMI consistait en la réalisation, pour les patients, de quatre visites (une visite tous les 6 mois) avec une évaluation clinique et une évaluation de la marche à chaque visite. Trente volontaires sains, appariés en genre et âge aux 30 premiers patients de FOLOMI, ont également été inclus. Les volontaires sains réalisaient une seule visite comprenant une évaluation clinique et une évaluation de la marche. L'évaluation de la marche pour les patients atteints de SpA et les volontaires consistait en la réalisation d'un test de marche de 10 mètres en simple et en double tâche, d'un test de Timed Up and Go et du test de marche de 6 minutes.

Les visites des patients atteints de SpA et des volontaires sains étaient réalisées au CHU Grenoble Alpes, à l'hôpital sud, dans le service de rhumatologie.

3.3. Population d'étude

Dans ce travail, l'objectif secondaire de l'étude FOLOMI suivant a été conduit : « comparer les paramètres la marche mesurés chez des patients atteints de spondylarthrite axiale avec ceux mesurés chez des sujets sains contrôles ». Pour cela, 30 patients atteints de SpA et 30 volontaires sains appariés en genre et âge ont été étudiés.

La Figure 5 présente la population d'étude selon les objectifs conduits dans ce travail doctoral. Comme indiqué sur cette Figure, ce travail de doctorat porte spécifiquement sur l'évaluation à T0 de l'étude prospective FOLOMI, et plus précisément sur les paramètres de marche issus du test de 10 mètres de marche réalisé en simple et en double tâche. Parmi les 30 patients atteints de SpA et les 30 volontaires sains, les données de marche issues des 10 premiers hommes et 10 premières femmes de chaque groupe étaient utilisées pour répondre à l'objectif 1. Les données des 30 patients étaient utilisées pour répondre aux objectifs 2 et 3 de ce travail doctoral.

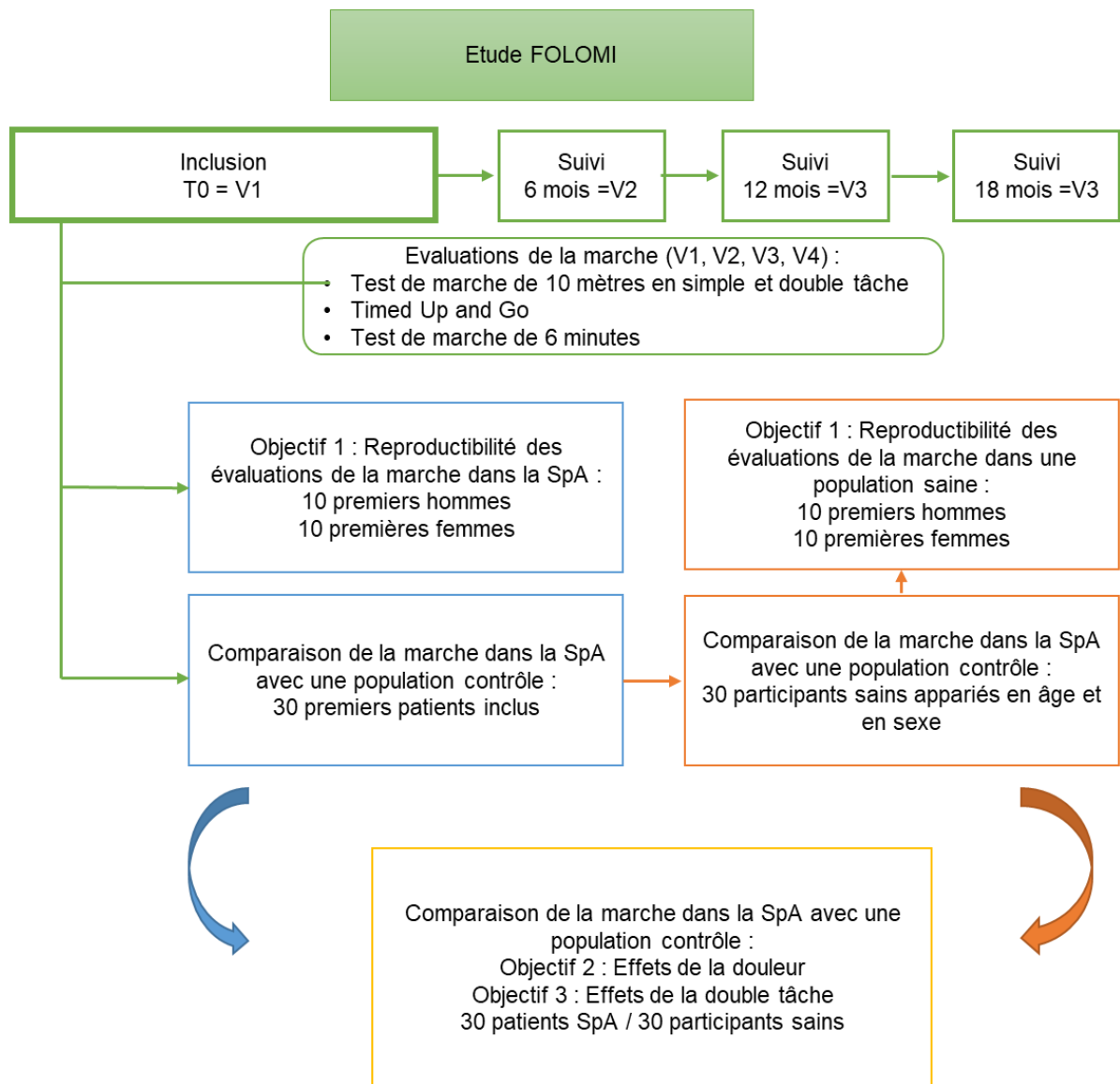


Figure 5. Description de la population d'étude selon les objectifs conduits dans ce travail doctoral

Les critères d'inclusion et de non-inclusion des patients et des volontaires sains dans l'étude FOLOMI sont détaillés dans le Tableau 1. Après avoir vérifié les critères d'inclusion et de non-inclusion, le kinésithérapeute faisait signer le consentement éclairé aux patients et aux volontaires sains. Il est important de noter que le critère d'inclusion concernant la stabilité du traitement des patients a été modifié de 12 mois à 3 mois au vu du faible recrutement initial des patients dans l'étude FOLOMI. Un amendement a été déposé et accepté par le comité de protection des personnes le 24 septembre 2019 (CPP IDF1, RCB: 2017-A03468-45, V5.0).

Tableau 1. Critères d'inclusion et de non-inclusion des patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA) et des volontaires sains

| | Critères d'inclusion | Critères de non-inclusion |
|--------------------------|--|--|
| Patients atteints de SpA | <ul style="list-style-type: none"> - Agé de 18 à 65 ans au moment de la meilleure évaluation - Diagnostic de spondylarthrite axiale (selon critères ASAS (Sieper et al. 2009) ou de spondylarthrite ankylosante (selon critères de New York modifiés (van der Linden et al. 1984)) - Capable de marcher 180m sans aide technique - Ayant un traitement stable depuis 3 mois - Ayant une couverture de la sécurité sociale | <ul style="list-style-type: none"> - Maladie musculo-squelettique, cardio-respiratoire ou neurologique pouvant affecter la marche - Prothèse de genou ou de hanche réalisée ou programmée dans les 18 mois - Incapable de parler français - Désir de grossesse dans les 18 prochains mois - Adultes protégés par la loi (Article L1121-5) |
| Volontaires sains | <ul style="list-style-type: none"> - Agé de 18 à 65 ans au moment de la meilleure évaluation - Capable de marcher 180m sans aide technique - Ayant une couverture de la sécurité sociale | <ul style="list-style-type: none"> - Maladie musculo-squelettique, cardio-respiratoire ou neurologique pouvant affecter la marche - Prothèse de genou ou de hanche réalisée, ou prothèse programmée dans les 18 mois - Incapable de parler français |

3.4. Protocole expérimental

Les caractéristiques cliniques dont l'âge, le poids, la taille, les antécédents, les traitements et l'intensité (Boonstra et al. 2008) et la localisation (Escalante et al. 1995) de la douleur étaient recueillies chez les volontaires sains et les patients atteints de SpA.

Tous les participants devaient aussi remplir des auto-questionnaires comprenant l'évaluation de la somnolence (Epworth) (Kaminska et al. 2010), de la fatigue (Pichot) (Pichot and Brun 1984), le niveau d'activité physique (International Physical Activity Questionnaire) (Poulin and Desrosiers 2010), la qualité de vie (SF-36), le tabac et la dépendance à la nicotine (Wood et al. 2005), le travail et l'activité physique au travail (GPAQ-work) (Rivière et al. 2018) et le support social (Reveille 2015).

Chez les patients, la durée de la maladie et le statut HLA-B27 étaient recueillis et le BASFI (Calin et al. 1994; Zochling 2011), le BASDAI (Garrett et al. 1994; Calin et al. 1999) et les conséquences de la SpA sur le travail (work productivity and activity index) (Reilly et al. 2010) étaient remplis.

Ensuite, des tests de marche étaient réalisés avec des capteurs inertiels dans un couloir peu emprunté de l'hôpital de 40 mètres. Le test de 10 mètres en simple et double tâche, le timed up and go et le test de marche de 6 minutes étaient réalisés. Comme indiqué sur la Figure 5, ce travail de doctorat portera spécifiquement sur le test de 10 mètres de marche en simple et en double tâche évalué à T0.

Le test de marche de 10 mètres était réalisé sur une distance de 14 mètres avec 2 mètres d'accélération et 2 mètres de décélération (Tyson and Connell 2009; Flansbjer et al. 2005; Clavijo-Buendía et al. 2020; Werner et al. 2020) tel que représenté sur la Figure 6. Il a été réalisé à vitesse confortable (Graham et al. 2008) en simple et en double tâche. Trois essais par condition étaient réalisés (Fransen et al. 1997;

Veilleux et al. 2011; Peters et al. 2013; Furrer et al. 2015). La condition de double tâche consistait à transporter un verre rempli d'eau (1 cm sous le rebord) dans leur main dominante. Le kinésithérapeute notait si de l'eau se renversait durant les essais (Yang et al. 2016; Kwon et al. 2019). La tâche secondaire a été choisie pour son utilisabilité clinique et notamment, pour son caractère écologique et proche des activités de la vie quotidienne (Deblock-Bellamy et al. 2020; Leone et al. 2020). De plus, cette tâche est facilement évaluable (ne nécessitant pas de temps d'écoute de l'enregistrement après l'évaluation) (Lima et al. 2015; Cedervall et al. 2020) et son exécution n'induit pas de rythme (Grahn and Brett 2007; Beauchet et al. 2010; Smeeton et al. 2021). C'est également pour conserver le caractère écologique du test (Yang et al. 2016; Beauchet et al. 2017a) que les participants devaient réaliser la tâche avec la consigne suivante : « réalisez les deux tâches du mieux que possible » (Yang et al. 2016; Beauchet et al. 2017a).

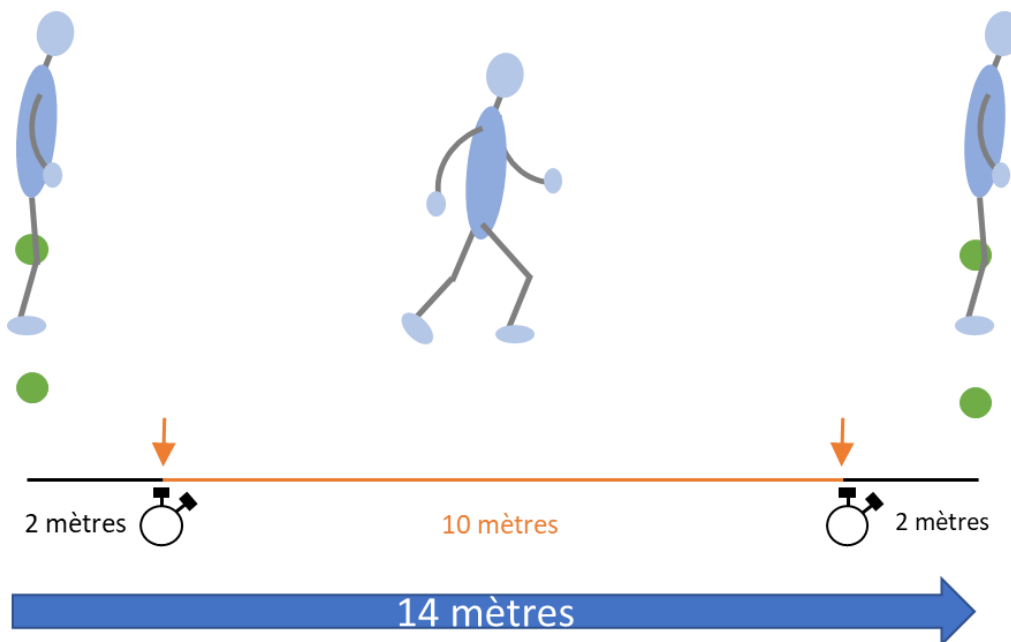


Figure 6. *Test de marche de 10 mètres réalisé sur une distance de 14 mètres*
(Flansbjer et al. 2005; Clavijo-Buendía et al. 2020; Werner et al. 2020)

3.5. Matériel utilisé

Pour évaluer la marche, les capteurs inertiels Physilog® 5 de Gait Up (200 Hz, BioAGM, Gait Up, CH) ont été utilisés. Deux capteurs, contenant accéléromètres et gyroscopes dans les 3 directions de l'espace, étaient disposés sur le dessus de chaque pied, en arrière de la base du 5^{ème} métatarsien comme illustré sur la Figure 7. Le positionnement des capteurs sur le pied permet une installation rapide et facile des capteurs, ne nécessitant pas de retirer les chaussures ou des habits et est donc facilement applicable à la pratique clinique.



Figure 7. *Positionnement des capteurs inertiels (Physilog® 5) disposés sur les pieds*

La validité de ces capteurs a été récemment étudiée dans une méta-analyse sur des personnes en bonne santé (Kobsar et al. 2020). La plupart des études utilisant les capteurs Physilog® comparaient les IMUs à d'autres systèmes d'analyse du mouvement chez des volontaires sains (Aminian et al. 2004; Mariani et al. 2010, 2012). Une bonne correspondance des paramètres spatio-temporels de la marche obtenus au moyen de ces capteurs avec ceux obtenus au moyen de systèmes optoélectroniques d'analyse du mouvement (Aminian et al. 2004; Mariani et al. 2010, 2012) était retrouvée. La validité de ces capteurs a également été étudiée dans certaines populations pathologiques telle que des enfants atteints de paralysie cérébrale (Brégu Bourgeois et al. 2014), des patients atteints de la maladie de Parkinson (Mariani et al. 2013a) ou des patients après un accident vasculaire cérébral (Lefebvre et al. 2019)). Cependant, la reproductibilité des capteurs inertiels a été moins étudiée (Mariani et al. 2010, 2013b; Kobsar et al. 2020). Lorsque les capteurs étaient disposés sur le pied, ces études reportaient une bonne reproductibilité en test-retest pour les paramètres de temps du pas et de longueur de l'enjambée, qui était moins bonne pour les paramètres de période d'appui et de phase oscillante, de symétrie ou de variabilité (Mariani et al. 2010, 2013b; Kobsar et al. 2020). A notre connaissance, aucune étude ne s'est à ce jour intéressée à la reproductibilité en intra-session des capteurs Physilog® et au nombre d'essais nécessaires pour obtenir une bonne reproductibilité.

Enfin, la sensibilité au changement de ces capteurs a été évaluée chez des patients atteints de la maladie de Parkinson en phase ON et OFF de stimulation intra-cérébrale (Salarian et al. 2004). Les capteurs avaient identifié une différence de 31% sur la vitesse, 26% sur la longueur de l'enjambée, 6% sur le temps d'appui et 26% sur le temps de double appui (Salarian et al. 2004).

3.6. Traitement des données et paramètres de marche utilisés

Les données des capteurs inertiels Physilog® étaient traitées par le logiciel « Gait Analysis Software » fourni par Gait Up (V5.3.0). Les deux premiers pas et les deux derniers pas étaient retirés de l'analyse

(Truong et al. 2016; Anwary et al. 2018). Les paramètres spatio-temporels de la marche utilisés dans cette étude sont présentés dans le Tableau 2.

Tableau 2. Paramètres spatio-temporels de la marche utilisés dans ce travail

| Paramètres de marche | Unité | Description |
|------------------------|-------------------|--|
| Vitesse | m.s ⁻¹ | Vitesse moyenne de la marche |
| Cadence | Step/minute | Nombre de pas par minute |
| Longueur de l'enjambée | m | Distance entre deux pas sur le sol, du talon d'un pied au talon du même pied au cycle suivant |
| Temps d'oscillation | % | Période du cycle durant laquelle le pied ne touche pas le sol |
| Temps d'appui | % | Période du cycle durant laquelle le pied touche le sol |
| Temps de double appui | % | Période du cycle durant laquelle les 2 pieds touchent le sol |
| Temps d'attaque | % | Période de la phase d'appui entre l'attaque du talon et lorsque le pied est à plat au sol |
| Temps de pied plat | % | Période de la phase d'appui lorsque le pied est complètement à plat sur le sol |
| Temps de propulsion | % | Période de la phase d'appui entre lorsque le pied est à plat au sol et le pouce décolle du sol |

La vitesse, la cadence et la longueur de l'enjambée étaient normalisées pour obtenir des valeurs non dimensionnelles en utilisant les formules décrites par Hof (Hof 1996) et Pinzone et coll. (Pinzone et al. 2016) :

$$\text{Vitesse normalisée} = \frac{\text{vitesse}}{\sqrt{gl_0}} \quad \text{avec } g \text{ l'accélération de la gravité } (=9.81 \text{ m/s}^2) \text{ et } l_0 \text{ la longueur de jambe}$$

$$\text{Cadence normalisée} = \text{Cadence} * \sqrt{\frac{l_0}{g}} \quad \text{avec } g \text{ l'accélération de la gravité } (=9.81 \text{ m/s}^2) \text{ et } l_0 \text{ la longueur de jambe}$$

$$\text{Longueur d'enjambée normalisée} = \frac{\text{longueur d'enjambée}}{l_0} \quad \text{avec } l_0 \text{ la longueur de jambe}$$

Pour évaluer la symétrie entre le pied droit et le pied gauche, deux paramètres de symétrie ont été utilisés. L'index de symétrie (SI), qui est l'index le plus utilisé et cité dans les publications sur la symétrie de marche, était calculé (Błażkiewicz et al. 2014). Une valeur de SI de 0 indique une parfaite symétrie, alors qu'une augmentation du pourcentage indique une asymétrie. SI était calculé selon la formule suivante pour tous les paramètres (sauf double appui) (Błażkiewicz et al. 2014):

$$\text{Index de symétrie} = SI = \frac{|X_L - X_R|}{0.5 \times (X_L + X_R)} \times 100\% \quad \text{Avec } X_L \text{ la valeur du pied gauche pour chaque paramètre et } X_R \text{ la valeur du pied droit}$$

Le ratio de symétrie (SR) a été décrit comme étant plus facile à interpréter et est recommandé chez les patients après un accident vasculaire cérébral, sur la base de son utilité clinique (Patterson et al. 2010). Un SR de 1 indique une parfaite symétrie, alors qu'un ratio de 2 sur la vitesse de marche indique que le pied droit est deux fois plus rapide que le pied gauche. Il était calculé avec la formule suivante pour tous les paramètres (sauf double appui) (Patterson et al. 2010) :

$$\text{Ratio de symétrie} = SR = \frac{X_R}{X_L}$$

Avec X_L la valeur du pied gauche pour chaque paramètre et
 X_R la valeur du pied droit

L'effet de la double tâche (DTE) était aussi calculé pour évaluer l'influence de l'ajout d'une tâche attentionnelle secondaire (McIsaac et al. 2015; Yang et al. 2016). DTE est une mesure relative du changement de performance (Kelly et al. 2010) et était calculé à partir de la moyenne des paramètres avec la formule suivante (Yang et al. 2016) : $DTE = \text{performance simple tâche} - \text{performance double tâche}$. Le DTE a la même unité que le paramètre de marche utilisé pour le calcul. Une valeur négative de DTE pour la vitesse, la cadence, la longueur de l'enjambée, l'oscillation et le pied plat est associée à une meilleure performance en double tâche ; alors qu'une valeur négative pour l'appui, le double appui, l'attaque du talon et la propulsion est associée à une moins bonne performance en double tâche (Yang et al. 2016).

Le DTE peut aussi être calculé en pourcentage. Sans unité, il permet la comparaison entre les paramètres de marche (Yang et al. 2016): $DTE \% = \frac{\text{performance simple tâche} - \text{performance double tâche}}{\text{performance simple tâche}} \times 100$. Les mêmes interprétations que pour le DTE peuvent être faites selon les valeurs négatives et positives.

3.7. Analyse statistique des données

L'analyse statistique des données était réalisée avec Microsoft Excel, R, et SPSS 20 (IBM).

3.7.1. Reproductibilité intra-session des paramètres de marche sur une population saine et de patients atteints de spondylarthrite axiale

Les paramètres spatio-temporels de la marche, de symétrie et les DTE suivaient une loi normale (Shapiro-Wilk normality test). Une analyse de variance à mesures répétées avec le nombre d'essais utilisé en facteur intra-sujet était réalisée sur les paramètres de marche (Lee and Lee 2018). Lorsqu'un effet significatif du nombre d'essais était retrouvé, des tests post hoc de Tukey étaient réalisés pour comparer la différence entre les essais.

Les coefficients de corrélation intraclass (ICC) étaient utilisés pour mesurer la reproductibilité relative, alors que l'erreur standard de mesure (SEM) et le changement minimum détectable (MDC) étaient utilisés pour mesurer la reproductibilité absolue, à travers les essais 1, 2 et 3 de chaque condition (simple et double tâche).

La reproductibilité relative était calculée avec un ICC_{2,1} (Koo and Li 2016). Des valeurs d'ICC inférieures à 0 étaient considérées comme de faible reproductibilité, entre 0,01 et 0,2 comme 'légère', entre 0,21 et 0,4 comme 'passable', entre 0,41 et 0,6 comme 'modérée', entre 0,61 et 0,8 comme 'importante' et entre 0,8 et 1,0 comme 'presque parfaite' (Landis and Koch 1977).

La SEM, exprimée dans la même unité que les paramètres de marche, correspond à la mesure absolue de la variabilité des erreurs de mesures. La SEM informe sur la précision du paramètre de marche de la personne évaluée (Harvill 1991). La SEM était calculée avec la formule suivante (Walton et al. 2011):

$$SEM = SD\sqrt{1 - ICC}$$

avec SD l'écart type des paramètres et ICC la reproductibilité relative

Le MDC est la valeur minimale pour laquelle une différence peut être considérée comme « réelle » et pouvant être considéré au-dessus de l'erreur de mesure avec un seuil de confiance donné (généralement fixé à 5%). Le MDC était calculée avec la formule suivante (Washabaugh et al. 2017) :

$$MDC = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$$

avec SEM l'erreur standard de mesure

SEM% et MDC% étaient également calculés comme pourcentage de la moyenne de chaque paramètre. Les valeurs de SEM% étaient considérées comme 'faibles' (SEM%<10%) ou 'élevées' (SEM%>10%) (Bourke et al. 2020). Les valeurs de MDC% étaient considérées comment 'faibles' (MDC%<20%) ou 'acceptables' (20%<MDC%<40%) (Bourke et al. 2020), avec un MDC%<10% interprété comme 'excellent' et un MDC%<40% interprété comme 'acceptable' (Huang et al. 2017).

Les limites de désagrément (ou Limites of Agreement - LOA) et des diagrammes de Bland et Altman représentant les différences entre les essais en fonction de leur moyenne, étaient utilisés pour évaluer l'amplitude de désagrément entre les essais pour chaque participant. Une différence entre les essais en dehors des LOA peut être considérée comme un changement réel (Bland and Altman 1986).

3.7.2. Etude de la marche dans la spondylarthrite axiale – effets de la douleur

Des t-tests pour échantillons indépendants étaient réalisés pour comparer l'âge, la taille, le poids et l'intensité de la douleur rapportée, et les paramètres spatiotemporels de marche.

Pour ensuite discerner les différences qui pourraient exister entre les groupes par rapport à l'intensité de la douleur rapportée, les paramètres spatio-temporels de la marche étaient ensuite analysés avec une analyse de covariance (ANCOVAs) avec l'ajout de l'intensité de la douleur en co-variable. La limite statistiquement significative était fixée à p=0,05. Les tailles d'effet (d de Cohen et partiel η^2) et les intervalles de confiance à 95% étaient aussi calculés.

3.7.3. Etude de la marche dans la spondylarthrite axiale – effets de la double tâche

Des t-tests pour échantillons indépendants étaient réalisés pour comparer les caractéristiques cliniques entre les participants. Des t-tests pour échantillons indépendants étaient également utilisés pour comparer les performances de la tâche secondaire entre les deux groupes.

Pour étudier les effets de la condition et du groupe sur les paramètres spatio-temporels de la marche, une analyse de variance à mesures répétées était conduite avec le facteur intra-sujet étant la condition (simple ou double tâche) et le facteur inter-sujet étant le groupe (volontaires sains ou patients atteints de SpA). A partir de chaque comparaison, l'intervalle de confiance à 95% était calculé et les tailles d'effets étaient mesurées grâce à l' η^2 partiel calculé comme le ratio de la variance de l'effet par rapport à la variance totale. Un η^2 de 0,45 signifie que la variable indépendante a 45% d'effet sur la variable dépendante.

La significativité de la p-value était fixée à 0,05.

Partie 4. Contributions expérimentales

4.1. Reproductibilité intra-session des paramètres de marche sur une population saine et de patients atteints de spondylarthrite axiale

La reproductibilité en intra-session a été évaluée dans une population de volontaires sains (contribution 5) et une population de patients atteints de SpA (contribution 6).

La première étude de reproductibilité sur la population de volontaires sains a fait l'objet d'un article soumis et en révision dans une revue internationale à comité de lecture :

Contribution 5 : Soulard J., Vaillant J., Balaguier R., Vuillerme N., *Spatio-temporal gait parameters obtained from foot-worn inertial sensors are reliable in healthy adults in single- and dual-task conditions*. Scientific reports 2021 <https://doi.org/10.1038/s41598-021-88794-4>

Résumé :

Les capteurs inertiels sont de plus en plus populaires et pourraient être utilisés en routine clinique pour évaluer la marche. Cependant, évaluer la reproductibilité en intra-session est cruciale et n'a pas été testée avec des capteurs inertiels disposés sur le pied sur des volontaires sains. L'objectif de cette étude était d'évaluer la reproductibilité en intra-session de capteurs inertiels disposés sur le pied pour mesurer les paramètres de marche de volontaires sains.

Vingt volontaires sains étaient inclus dans cette étude et devait réaliser un test de marche de 10 mètres en simple et en double tâche (transporter un verre rempli d'eau), avec 3 essais par condition. Les données des capteurs inertiels permettaient de calculer les paramètres de marche spatio-temporels, de symétrie (index de symétrie-SI et ratio de symétrie-SR), et d'effets de double tâche (DTE). La reproductibilité relative et absolue était calculée pour chaque paramètre de marche.

Les résultats ont montré que 1) les paramètres spatio-temporels de la marche mesurés à l'aide de capteurs inertiels étaient reproductibles, 2) la reproductibilité des paramètres de symétrie était faible, avec une meilleure reproductibilité du SR par rapport au SI, 3) la reproductibilité des DTE était faible, et 4) la moyenne du deuxième et troisième essai pour chaque paramètre était la plus reproductible.

Les capteurs inertiels disposés sur le pied pour évaluer les paramètres spatio-temporels de la marche et le ratio de symétrie sont reproductibles mais la reproductibilité de l'index de symétrie et des DTE était faible et ces paramètres doivent être interprétés avec précaution par les cliniciens et les chercheurs.

Spatio-temporal gait parameters obtained from foot-worn inertial sensors are reliable in healthy adults in single- and dual-task conditions

Abstract

Inertial measurement units (IMUs) are increasingly popular and may be usable in clinical routine to assess gait. However, assessing their intra-session reliability is crucial and has not been tested with foot-worn sensors in healthy participants.

The aim of this study was to assess the intra-session reliability of foot-worn IMUs for measuring gait parameters in healthy adults. Twenty healthy participants were enrolled in the study and performed the 10-meter walk test in single- and dual-task ('carrying a full cup of water') conditions, three trials per condition. IMUs were used to assess spatiotemporal gait parameters, gait symmetry parameters (symmetry index (SI) and symmetry ratio (SR)), and dual task effects parameters. The relative and the absolute reliability were calculated for each gait parameter.

Results showed that spatiotemporal gait parameters measured with foot-worn inertial sensors were reliable; symmetry gait parameters relative reliability was low, and SR showed better absolute reliability than SI; dual task effects were poorly reliable, and taking the mean of the second and the third trials was the most reliable.

Foot-worn IMUs are reliable to assess spatiotemporal and symmetry ratio gait parameters but symmetry index and DTE gait parameters reliabilities were low and need to be interpreted with cautious by clinicians and researchers.

Keywords: reliability, gait, walking, inertial sensors, dual task, manual task, 10-Meter Walk Test,

Introduction

Locomotion is an acquired fundamental human motor activity¹. Motor command allows muscle contraction control and subsequent joint movements, permitted by the integration of multiple sensory information continuously². Optical motion analysis systems are considered as the gold-standard to assess gait parameters³. These parameters allow the understanding of the process of human locomotion³. However, their clinical use is poor and “gait testing” is still considered as “research” in the United states⁴. Indeed, these systems are expensive, they further require experienced individuals for data collection and analysis and are difficult to transport between care units⁴. On the contrary, clinicians are looking for easy to use, transportable and affordable gait analysis systems. Inertial measurement units (IMUs) containing 3-axis accelerometers fully meet these specific needs, making them increasingly popular and usable in clinical routine, to diagnose, determine severity of disease, select appropriate treatment and predict prognosis⁵. IMUs can be placed for instance on trunk, sternum, shank or feet⁶. Foot-worn IMUs allow quantification of symmetry between left and right foot⁷ (i.e. to assess differences in the contribution of each limb to propulsion and control during walking^{8,9}) and permit to differentiate the phase of stance in load, foot flat and push ratio¹⁰. However, to allow in clinical practice the expanded use of these sensors, testing their reliability is crucial. When a measurement is repeated by the same participant, the reliability refers to the reproducibility of this measurement¹¹. More-precisely, the intra-session reliability refers to the reliability of different trials performed during the same session of time^{11,12}. The reliability should always be reported by authors to better describe the sources of imprecision in clinical trials results¹¹.

A very recent meta-analysis questioning validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adults during walking³ have reported seven published studies that have used foot-worn sensors to assess spatiotemporal gait parameters^{10,13-18}, among which two of them (28.6%) used Physilog IMUs^{10,17}. Concurrent validity of the Physilog foot-worn inertial sensors and associated gait analysis package for the spatiotemporal gait analysis has previously been validated as compared to optical motion capture system in healthy adults^{17,19} but also in pathological populations (i.e., children with cerebral palsy²⁰, patients with Parkinson disease²¹ or after a stroke²²). However, to the best of our knowledge, no study has assessed the intra-session reliability of spatiotemporal gait parameters or the number of trial required to obtain reliable gait parameters. Since the concurrent validity between Physilog foot-worn inertial sensors and associated gait analysis package and optical motion capture systems has already been established^{17,19}, the present study was designed to solely focus on intra-session reliability of Physilog foot-worn inertial sensors for measuring gait parameters in healthy adults. Besides, the meta-analysis of Kobsar et al focused on the assessment of spatiotemporal gait parameters measured in single-task condition³. However, the assessment of gait in dual-task condition is recommended for ecological validity to assess safety risk and function progression²³. Indeed, the ability to maintain balance while simultaneously performing a cognitive task is essential for daily living and has been implicated as a risk factor of falls in older adults^{24,25}. Dual task is defined as “the concurrent performance of two tasks that can be performed independently and have distinct and separate goals”²³. The dual task effect can further be calculated to quantify costs of multitasking^{23,26}. Interestingly, when comparing daily-living and in-lab gait pattern in older adults, Hillel et al. in 2019 have recently reported that gait parameters “obtained during daily-living were closer in value to the dual task values measured in the laboratory setting” (²⁷, page 1). Furthermore, gait characteristics in dual task allowed better classification of patients with and without cognitive impairment than single task²⁸.

Besides, previous studies that have used foot-worn inertial sensors from Physilog to assess spatiotemporal gait parameters during walking at self-selected comfortable speed revealed a high heterogeneity regarding the walking protocols used (e.g. 5 meters walking test^{17,19} versus 50 meters walking test¹⁰). The 10-m walk test is a clinical test timing how long it takes a patient to walk 10 meters²⁹. It was validated in a wide range of conditions and is generalizable to clinical practice even if clear and standardized instructions have to be given to allow accurate data during walking and appropriate clinical decisions²⁹. A rolling start and finish was considered as easier

and more convenient for patient with neurological conditions²⁹. Besides, a self-selected or comfortable speed should be used as less random measurement errors than walking at maximum speed were found³⁰. In its original form, the 10-m walk test was based on the measurement of the walking speed (m/s) only, calculated from the time to walk 10 meters. Interestingly, the use of IMUs during the performance of this clinical test now allows to further compute relevant data such as spatiotemporal gait parameters and their symmetry.

Along these lines, the aim of the present study was to assess the intra-session reliability of foot-worn Physilog IMUs for measuring gait parameters under single-task and dual-task walking in healthy adult during the 10-m walk test. More precisely, the objectives are 1) to evaluate the reliability, standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (MDC) values of spatiotemporal gait parameters and symmetry gait parameters obtained, (2) to evaluate the reliability, SEM and MDC values of dual task effects obtained from gait parameters, and (3) to determine the number of trials required to ensure reliable gait assessment.

Methods

Participants

All participants signed informed consent and approved to participate in Folomi study as healthy control participants³¹. The study was approved by local ethic committee (CPP Ile De France 1, RCB: 2017-A03468-45, date of agreement: July 17th, 2018, Last version: V6.0, June 17th, 2020), is registered in Clinical trials (NCT03761212) and was performed in accordance with relevant guidelines and regulations.

In line with previous studies on reliability on healthy^{10,17,19} and pathological gait^{20,22,32,33}, twenty healthy participants (10 first men and 10 first women of healthy participants of the Folomi study³⁴) were included in the present study.

Participants should be aged between 18 to 65 years, able to walk 180 m without technical help, with a public health insurance (French social security). The non-inclusion criteria were : 1) Musculo-skeletal, cardio-respiratory or neurologic disease that could affect gait, 2) Hip or knee arthroplasty done, 3) Not able to speak French, 4) Desire of pregnancy in the following 18 months and 5) Adults protected by laws (Article L1121-5)³¹. Demographic and anthropometric characteristics of study participants (age, height, leg height, body mass, body mass index) were obtained from the participants. Leg length (in meters) was measured from the anterior superior iliac spine to the medial malleolus³⁵.

Experimental protocol

A 10-Meter Walk test (10MWT) was performed on a 14 meters walkway for a rolling start (2 meters) and finish (2 meters) of the 10 meter walk²⁹, at comfortable walking speed³⁶. This walking task was performed in single- and dual-task conditions (3 trials per condition)³¹.

In the dual-task condition, participants had to carry a full cup of water in their dominant hand with the following instruction: “perform both tasks as well as possible”^{26,37}. The examiner noted whether there was any spillage of water²⁶. This manual task has been shown to significantly alter spatiotemporal gait parameters during walking in healthy adults with significant reduction of gait speed, stride length and cadence³⁸.

Gait assessment

Two wireless inertial sensor systems (Physilog5, 200 Hz, BioAGM, Gait Up, CH), fixed on the dorsal part of the participant’s feet using Velcro straps (behind the base of the fifth metatarsal²²), were used to collect gait data (Supplementary Fig. S1). Gait assessments were performed by the same examiner.

Spatiotemporal gait parameters (Table 1) were calculated with the Gait Analysis Software provided by Gait Up (CH)³⁹. The two first and last steps were removed from the analysis^{40,41} and at least 16 steps were included in the analysis. The mean of left and right gait parameters were calculated and used for calculation of mean gait parameters:

- Speed (m.s⁻¹): Mean walking stride velocity of forward walking
- Cadence (step/minute): Number of steps in a minute

- Stride length (m): Distance between two consecutive footprints on the ground, from the heel of a foot to the heel of the same foot, one cycle after
- Swing (%): Portion of the cycle during which the foot is in the air and does not touch the ground
- Stance (%): Portion of the cycle during which part of the foot touches the ground
- Double support (%): Portion of the cycle where both feet touch the ground
- Load (%): Portion of the stance between the heel strike and the foot being flat on the ground
- Foot Flat (%): Portion of the stance where the foot is fully flat on the ground
- Push (%): Portion of the stance between the foot being flat on the ground and the toe leaving the ground at take off

Speed, cadence and stride length were normalized to have non dimensional values using the formula described by Hof⁴² and Pinzone et al.³⁵:

$$\text{Normalized speed (speed } N) = \frac{\text{Speed}}{\sqrt{g l_0}} \text{ with } g \text{ the acceleration of gravity (=9.81 m/s}^2) \text{ and } l_0 \text{ leg length ;}$$

$$\text{Normalized cadence (cadence } N) = \text{Cadence} * \sqrt{\frac{l_0}{g}} \text{ with } g \text{ the acceleration of gravity and } l_0 \text{ leg length ;}$$

$$\text{Normalized stride length (stride length } N) = \frac{\text{stride length}}{l_0} \text{ with } l_0 \text{ leg length}$$

Gait symmetry measures

To assess the contribution of each limb to propulsion and control during walking^{8,9}, symmetry gait parameters can be used⁹. Among these parameters, the symmetry index (SI)⁹ and the symmetry ratio (SR)⁴³ are the more commonly used. The SI, which is the most commonly used and cited in published studies on gait symmetry^{9,43,44}, was calculated. SI was calculated with the following formula for each spatiotemporal gait parameter (except double support)⁹:

$$\text{Symmetry Index (SI)} = \frac{|X_L - X_R|}{0.5 \times (X_L + X_R)} \times 100\%$$

with X_L the value of each parameter of left foot and X_R the value of each parameter of right foot. A value of SI of 0 indicates full symmetry, while $SI \geq 100\%$ indicates its asymmetry.

The symmetry ratio (SR), described as easier to interpret, is recommended on the basis of potential clinical utility in patients after stroke which often display asymmetry between left and right leg⁴³. SR was calculated with the following formula for each spatiotemporal gait parameter (except double support)⁴³:

$$\text{Symmetry ratio (SR)} = \frac{X_R}{X_L}$$

with X_L the value of each parameter of left foot and X_R the value of each parameter of right foot. A SR of 1 indicates full symmetry, while a SR of 2.0 on gait speed indicates that the right foot is twice faster than left foot.

Dual task effects parameters

Dual task effects (DTE) were calculated to assess the influence of the addition of a secondary attention demanding task^{23,26}. DTE can be calculated as a relative measure of change (DTE) or in percentage (DTE%)²⁶. DTE, as the relative measure of change in performance⁴⁵, was calculated from mean parameters as²⁶ :

$$DTE = \text{single task performance} - \text{dual task performance} .$$

DTE has the same unit as the gait parameter that is used in the calculation. A negative value of DTE for gait speed, cadence, stride length, swing and foot flat is associated to better performance in dual task; while a negative value for stance, double support, load and push is associated to worse performance in dual task²⁶. DTE can also be calculated as a percentage (DTE%), being unitless, and permitting comparison between parameters²⁶:

$$DTE \% = \frac{\text{single task performance} - \text{dual task performance}}{\text{single task performance}} \times 100.$$

Same interpretation as DTE can be done regarding positive and negative values.

Statistical analysis

Spatiotemporal gait parameters, gait symmetry measures, and dual task effects, were normally distributed (Shapiro-Wilk normality test). A repeated measures analysis of variance (RM-ANOVA) with the number of trials used as within subject factor was performed on gait parameters, ICC and SEM values⁴⁶. When significant effect of the number of trials was found, a Tukey post-hoc test was used to compare differences between trials⁴⁶.

Intraclass correlation coefficients (ICC) were used to compute the relative reliability, and standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (MDC) were used to compute the absolute reliability across the trials 1-2-3 in each condition (single- and dual-task).

The relative reliability was evaluated by the calculation of a 2-way fixed ICC_{2,1} (for absolute agreement)⁴⁷. ICC values inferior to 0 were considered as poor reliability, between 0.01 to 0.2 as slight, between 0.21-0.4 as fair, between 0.41-0.6 as moderate, 0.61-0.8 as substantial and 0.8-1.00 as almost perfect⁴⁸. SEM, expressed in the same unit as gait parameters, corresponds to the absolute measure of the variability of the errors of measurements. SEM informs on the precision of gait parameters of individual examinees⁴⁹. SEM was calculated with the following formula⁵⁰:

$$SEM = SD\sqrt{1 - ICC}$$

with SD the standard deviation of the parameters from all patients and ICC the relative reliability MDC is the minimum value for which a difference can be considered as “real”, and was generated with the formula¹⁵:

$$MDC = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2}$$

with SEM the Standard Error of Measurement

SEM% and MDC% were also calculated as a percentage of mean for each parameter. SEM% values were classified as ‘low’ (SEM% ≤ 10%) or ‘high’ (SEM% > 10%)⁵¹. MDC% values were classified as ‘low’ (MDC% ≤ 20%), ‘acceptable’ (20% < MDC% < 40%) and ‘high’ (MDC% ≥ 40%)⁵¹ with a MDC% < 10% considered as excellent and a MDC% < 40% as acceptable⁵². These two classifications were based on previous publications^{32,51,52} as no clear criteria for interpretation of SEM% and MDC% are available.

Limits of agreements (LOA) and Bland and Altman plots of the differences between trials against their mean, were used to assess the magnitude of disagreement between trials. A difference between trials outside the LOA can be considered as real change (Fig. 2 and supplementary Fig. S2)⁵³.

Results

Healthy adults included in the present study were 44.9 (11.7) years old. They were 174.7 (8.1) meters height and 69.3 (11.6) kg weight.

Intra-session relative and absolute reliability of gait parameters

Table 1 reports means and standard deviations of gait parameters obtained for each trial and for the three trials, in the single-task and the dual-task condition, and for dual task effects (DTE) and DTE% parameters. P-values obtained from RM-ANOVA for differences between trials are also reported. Results showed that no significant difference was found between trials in all gait parameters in single- and dual-task conditions and for DTE and DTE% parameters (Table 1).

Table 2 and Table 3 report relative reliability with intraclass correlation coefficients (ICC) and limits of agreement (LOA) values for spatiotemporal gait parameters obtained in the single-task and the dual-task condition, respectively.

On the one hand, results showed that almost all ICC of spatiotemporal gait parameters were above 0.81 and considered as almost perfect relative reliability in single- and dual-task conditions⁴⁸, except for cadence, normalized cadence, swing, and stance with ICC above 0.61 and considered as substantial reliability. On the other hand, symmetry index (SI) and symmetry ratio (SR) gait parameters showed lower ICC values with ICC ranging from 0 to 0.25 for speed and cadence, and from 0.15 to 0.88 for length, swing, stance, LDr, FFr and PUR,

Figure 1 present relative reliability with ICC values for spatiotemporal and symmetry gait parameters in the single-task and the dual-task conditions.

Table 4 (single task condition) and Table 5 (dual task condition) report absolute reliability with standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (MDC) in the same unit as the parameter and in percentage, calculated between each trial (T1-T2, T1-T3, T2-T3 and T1-T2-T3). The results showed that SEM percentages were comprised between 1.05 and 6.58% in the single-task condition for spatiotemporal and normalized spatiotemporal gait parameters. For symmetry ratio, SEM percentage ranged from 1.66 to 27.22%, while symmetry index ranged from 42.76 to 193.73%. In the dual-task condition, comparable values for SEM and MDC were found.

The comparisons of means of ICC between trials showed that slightly higher ICC and lower SEM and MDC were obtained when pooling gait parameters from the second and the third trials, compared to the first and second trials, to the first and third trials, or to the three trials in the single-task and the dual-task conditions.

Bland and Altman plots for speed, cadence, and stride length in single task and dual task conditions can be found in Figure 2.

Intra-session relative and absolute reliability of dual-task effects on gait parameters

Table 6 presents relative reliability with ICC and LOA values on gait parameters for DTE and DTE%. Table 7 shows absolute reliability of DTE with SEM and minimal detectable change (MDC) calculated between each trial (T1-T2, T1-T3, T2-T3 and T1-T2-T3) for DTE and DTE% respectively. The results showed that DTE ($0.00 < ICC < 0.82$, $61.05 < SEM\% < 3666.49$) and DTE% ($0.00 < ICC < 0.82$, $68.03 < SEM\% < 14994.32$) reliabilities were low. Relative reliability of DTE % expressed with ICC was comprised between 0.61 and 1.00 for speed, stride length and double support, between 0.21 to 0.41 for cadence, load ratio and foot flat ratio ($0.21 < ICC < 0.41$), and between 0.00 and 0.21 for swing, stance and push ratio.

Bland and Altman plots for speed, cadence, and stride length DTE and DTE% can be found in supplementary Figure S2.

Discussion

The aim of the present study was to assess the reliability of Physilog5 foot-worn IMUs to assess gait in healthy adults during the 10-m walk test in single and dual task conditions. The objectives were 1) to evaluate the reliability, standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (MDC) values of spatiotemporal gait parameters and symmetry gait parameters obtained, (2) to evaluate the reliability, SEM and MDC values of dual task effects obtained from gait parameters, and (3) to determine the number of trials required to ensure reliable gait assessment.

Relative reliability (ICC) was considered as substantial to perfect for spatiotemporal gait parameters in both single- and dual-task conditions. Speed and stride length were the most reliable parameters in line with previous studies on healthy participants³. In a study using also Physilog IMUs with patients after stroke, comparable results on relative reliability ($0.639 < ICC < 0.999$) were found²². Absolute reliability (SEM and MDC) is not always reported in reliability studies³ and SEM was reported by only one study using Physilog sensors in healthy participants for local dynamic stability parameter⁵⁴. Absolute reliability on stroke patients was lower (i.e. higher $SEM\% = 3.4 < SEM\% < 14.8$) but could be explained by the typical pathologic gait associated with stroke and hemiparesis that could lead to more variability (illustrated with higher SEM on paretic leg)²². In a study on healthy adults ($n=39$, mean age: 23.8 ± 6.2) assessing gait with foot-worn IMUs¹⁵, MDC in single task was comparable to the results of the present study with $0.12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ for gait speed (between 0.13 and $0.16 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ in the present study), 0.11 for stride length (between 0.07 and 0.09 m in the present study). However, lower MDC were found for cadence (2.72^{15} vs between 7.58 and 9.52 steps/minute in the present study), and for stance and swing percentage (1.49^{15} vs between 1.75 and 3.29% in the present study). These differences could be explained by the algorithm used to assess gait parameters as one used Mobility Lab (APDM, Inc., Portland, OR) while the present study used Gait Analysis Software (V5.3.0) from Gait Up (CH).

MDC is used to evaluate the difference to be considered “real” than measurement error. It is important to note that MDC values reported in the present study can be used for an individual subject to assess change in performance before and after intervention¹⁵. However, MDC used to determine meaningful improvement in a group of participants has to take into account the size of the group (n) and is calculated as: $MDC_{group} = MDC_{individual} \div \sqrt{n}$.

Foot-worn IMUs (Physilog5, BioAGM, Gait Up, CH) were thus reliable to assess spatiotemporal gait parameters during walking at comfortable speed, regardless of the single or dual-task condition in healthy adults. This was not the case for symmetry gait parameters which showed less reliability than spatiotemporal gait parameters. We believe that this result is of importance considering the popularity and the relevance of symmetry gait parameters in clinical setting⁵⁵. Indeed, while under healthy conditions and unconstrained walking conditions, gait pattern is generally symmetric (i.e. the left and the right lower limbs behave similarly)⁵⁶, increased levels of gait asymmetry are typically observed in a variety of clinical populations such as elderly fallers⁵⁷, individuals with lower-limb amputations⁵⁸, knee osteoarthritis⁵⁹, hip arthroplasties⁶⁰, or after knee anterior cruciate ligament reconstruction⁶¹, people with multiple sclerosis⁶², persons with diabetes and peripheral neuropathy⁶³, patients with Lewy body disease⁶⁴, with Parkinson disease^{65,66}, or after a stroke^{43,67}. For instance, Fling et al 2018 recently reported that people with Parkinson disease exhibited significant increased spatial (e.g., step length) and temporal (e.g., step time) asymmetries of the lower extremities during gait than age-matched healthy control participants⁶⁶. Recent results of Wei et al (2017) further revealed that gait asymmetry is an important factor for the prediction of falls in stroke patients⁶⁸. Also of note is that chronic gait asymmetry could also lead to increased risk of lower-limb overuse injuries and articular joint degeneration due to the increased weight bearing and propulsion demands placed on one lower limb during walking, in both pathological⁶⁹⁻⁷² and healthy populations⁷³. Along these lines, gait asymmetry can be used as (i) a metric to assess pathology status, patients’ functional recovery or disease progression, (ii) a target for interventions aiming to improve gait performance, and (iii) outcome to evaluate and compare different gait rehabilitation programs interventions^{43,55,74-77}. Interestingly, various rehabilitation programs have been shown to improve gait to a more symmetric gait pattern in individuals with lower-limb amputations (see for review⁷⁸), stroke survivors (see for review⁷⁹) or patients with Parkinson disease^{80,81}.

In the present study, two formulae widely employed in clinical practice, namely symmetry ratio and symmetry index, were used to quantify gait symmetry^{9,43,82}. Relative and absolute reliabilities of symmetry index of spatiotemporal gait parameters were low, as indicated by low values of ICC, high values of SEM% and high values of MDC%. Accordingly, following existing recommendations^{32,51,52}, we would not recommend using SI of spatiotemporal gait parameters for the experimental conditions used in the present study at least. Interestingly, the symmetry ratio (SR) of spatiotemporal gait parameters showed better relative reliability than SI, as indicated by higher values of ICC (except for speed and stride length) and better absolute reliability, as indicated by acceptable SEM% and MDC% (SEM% and MDC% <20%). This result is of particular interest since SR is easier to interpret by clinicians than SI⁴³. Indeed, a SR of 2 indicates that the right foot was twice faster than left foot⁴³, while SI gives a percentage of asymmetry that is more difficult to interpret⁹. All in all, SR of spatiotemporal gait parameters should be preferred to SI by clinicians and researchers to assess gait symmetry.

Dual task effects are often used to assess the cost of performing another task while walking and permits comparisons between studies with various secondary task^{26,45}. However, the reliability of DTE is not commonly assessed in gait reliability studies but has to be tested to allow the use of this indicator in gait studies²⁴. In our study, DTE% showed slightly better reliability with higher ICC for almost all gait parameters. Relative reliability of DTE % was considered as substantial to almost perfect for speed, stride length and double support (0.61<ICC<1.00), fair to moderate for cadence, load ratio and foot flat ratio (0.21<ICC<0.41), and slight to fair for swing, stance and push ratio (0.00<ICC<0.21). SEM percentage were high for all DTE parameters (68.03<SEM%<14994.32%). These results are in line with previous studies reporting DTE reliability (0.19<ICC<0.55²⁴ ; 0.002<ICC<0.882⁸³) in participants with (n=23, mean age: 80.6 ±6.4) and without (n=27, mean age: 76.1 ±5.6) cognitive impairment disorders using a counting

secondary task. One explanation of lower reliability of DTE is that measurement errors of each single task and dual task conditions tends to inflation of the overall measurement error when combined to obtain the DTE⁸³. Besides, we asked participants not to prioritize one task^{26,84} and some may have chosen a posture-first strategy⁸⁵, while others may have chosen a posture-second strategy⁸⁶, leading to variability of gait performance that could have been amplified with DTE calculation²⁴. Besides, the reliability of gait performance in dual task conditions can be dependent of the complexity of the dual-task used as a concurrent task to gait^{87,88}, of the level of cognitive state of participants⁸⁹ or of the educational level for verbal fluency tasks⁹⁰. Thus, researchers or clinicians should be aware of the poor reliability of DTE. Even if DTE% of spatiotemporal gait parameters showed slightly better reliability than DTE of spatiotemporal gait parameters, their relative and absolute reliabilities were low (low ICC, and high SEM% and MDC%). Following existing recommendations^{32,51,52}, we would not recommend using DTE and DTE% of spatiotemporal gait parameters for the experimental conditions used in the present study at least. In the present study, even if the reliability of spatiotemporal gait parameters was substantial to perfect in both the single-task and the dual-task conditions, we observed slightly better ICC (i.e. higher), SEM and MDC (i.e. lower) when the reliability was calculate from the second and the third trials for most of gait parameters. While numerous studies calculated gait parameters using the average of three trials in older adults^{37,91} or pathological populations⁹², the number of trials to ensure reliable measurements using intra-session reliability has been less investigated^{93,94}. Our results showed that the first trial appears less reliable and are in line with those reported in previous studies on healthy⁹⁴ and pathological populations⁹³. Thus, the mean of at least two trials should be used for better reliability of spatiotemporal gait parameters and the first trial could be used, like other studies, as a warming trial⁹⁵.

A first limitation of the study is the lack of formal cognitive assessment of the participants considering the presumable impact of individual cognitive function on gait performance^{89,96–100}. Growing evidence suggests that the reliance on cognitive control processes during walking can be increased when performing a more complex locomotor task⁹⁷, or when concurrently executing a dual-task (see for reviews^{89,99,100}). Furthermore, a recent systematic review concluded that individuals with cognitive impairment can demonstrate decrease of gait performance⁹⁹. What is more, previous studies have reported that motor slowing preceded cognitive decline in healthy older adults, suggesting that a decrease of gait performance could be a predictor of cognitive decline (see for recent reviews^{101,102}). Another limitation of the present study is that reliability was assessed during a single experimental session, which by definition did not permit the calculation of the inter-session reliability. Inter-session reliability refers to the extent of agreement between measurements of a measure in sessions performed at different moments (usually at 1 hour or 1 week interval)¹⁰³. It is used to describe error magnitude between two sessions of time to further study disease evolution or the impact of treatments^{103,104}. Furthermore, reliability was tested in healthy middle-aged adults. To allow the use of these sensors in clinical practice, the reliability has to be further tested in elderly and pathological populations.

To conclude, foot-worn IMUs are reliable to assess spatiotemporal and symmetry ratio gait parameters in healthy participants in both single- and dual-task conditions. Reliability of symmetry index and DTE gait parameters was low and we do not recommend the use of these parameters for the experimental conditions used in the present study. Future studies should examine the number of strides necessary to ensure better reliability of these index to allow their use in clinical practice and research¹⁰⁵. Future studies should also focus on the assessment of reliability of 10-m walk test in pathological populations and should open up perspectives with other clinical tests (e.g. 6MWT or Timed Up and Go test) that could capture different features of gait and mobility in daily life.

References

1. Bouisset S & Maton B. Muscles, posture et mouvement : bases et applications de la méthode électromyographique. (Hermann, 1996).
2. Abu-Faraj, Z., Harris, G., Smith, P. & Hassani, S. Human Gait and Clinical Movement Analysis. in 1–34 (2015). doi:10.1002/047134608X.W6606.pub2.
3. Kobsar, D. et al. Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: a systematic review and meta-analysis. *J. Neuroengineering Rehabil.* 17, 62 (2020).
4. Simon, S. R. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems. *J. Biomech.* 37, 1869–1880 (2004).
5. Baker, R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J. NeuroEngineering Rehabil.* 3, 4 (2006).
6. Iosa, M., Picerno, P., Paolucci, S. & Morone, G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Rev. Med. Devices* 13, 641–659 (2016).
7. Sabatini, A. M., Martelloni, C., Scapellato, S. & Cavallo, F. Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 52, 486–494 (2005).
8. Sadeghi, H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait Posture* 17, 197–204 (2003).
9. Błażkiewicz, M., Wiszomirska, I. & Wit, A. Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait. *Acta Bioeng. Biomech.* 16, 29–35 (2014).
10. Mariani, B., Rouhani, H., Crevoisier, X. & Aminian, K. Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. *Gait Posture* 37, 229–234 (2013).
11. Lachin, J. M. The role of measurement reliability in clinical trials. *Clin. Trials Lond. Engl.* 1, 553–566 (2004).
12. Wedege, P., Steffen, K., Strøm, V. & Opheim, A. I. Reliability of three-dimensional kinematic gait data in adults with spinal cord injury. *J. Rehabil. Assist. Technol. Eng.* 4, 2055668317729992 (2017).
13. Hamacher, D., Hamacher, D., Taylor, W. R., Singh, N. B. & Schega, L. Towards clinical application: repetitive sensor position re-calibration for improved reliability of gait parameters. *Gait Posture* 39, 1146–1148 (2014).
14. Sijobert, B. et al. Implementation and Validation of a Stride Length Estimation Algorithm, Using a Single Basic Inertial Sensor on Healthy Subjects and Patients Suffering from Parkinson’s Disease. *Health (N. Y.)* 7, 704–714 (2015).
15. Washabaugh, E. P., Kalyanaraman, T., Adamczyk, P. G., Clafin, E. S. & Krishnan, C. Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait Posture* 55, 87–93 (2017).
16. Kitagawa, N. & Ogihara, N. Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable inertial measurement unit mounted to the foot. *Gait Posture* 45, 110–114 (2016).
17. Mariani, B., Rochat, S., Büla, C. J. & Aminian, K. Heel and toe clearance estimation for gait analysis using wireless inertial sensors. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 59, 3162–3168 (2012).
18. Benoussaad, M., Sijobert, B., Mombaur, K. & Azevedo Coste, C. Robust Foot Clearance Estimation Based on the Integration of Foot-Mounted IMU Acceleration Data. *Sensors* 16, (2015).
19. Mariani, B. et al. 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *J. Biomech.* 43, 2999–3006 (2010).
20. Brégou Bourgeois, A., Mariani, B., Aminian, K., Zambelli, P. Y. & Newman, C. J. Spatio-temporal gait analysis in children with cerebral palsy using, foot-worn inertial sensors. *Gait Posture* 39, 436–442 (2014).
21. Mariani, B., Jiménez, M. C., Vingerhoets, F. J. G. & Aminian, K. On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with Parkinson’s disease. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 60, 155–158 (2013).
22. Lefeber, N., Degelaen, M., Truyers, C., Safin, I. & Beckwee, D. Validity and Reproducibility of Inertial Physilog Sensors for Spatiotemporal Gait Analysis in Patients With Stroke. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 27, 1865–1874 (2019).
23. McIsaac, T. L., Lamberg, E. M. & Muratori, L. M. Building a Framework for a Dual Task Taxonomy. *BioMed Research International* <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/591475/> (2015).

24. Yang, L., Liao, L. R., Lam, F. M. H., He, C. Q. & Pang, M. Y. C. Psychometric properties of dual-task balance assessments for older adults: a systematic review. *Maturitas* 80, 359–369 (2015).
25. Beauchet, O. et al. Stops walking when talking: a predictor of falls in older adults? *Eur. J. Neurol.* 16, 786–795 (2009).
26. Yang, L., He, C. & Pang, M. Y. C. Reliability and Validity of Dual-Task Mobility Assessments in People with Chronic Stroke. *PLoS ONE* 11, (2016).
27. Hillel, I. et al. Is every-day walking in older adults more analogous to dual-task walking or to usual walking? Elucidating the gaps between gait performance in the lab and during 24/7 monitoring. *Eur. Rev. Aging Phys. Act.* 16, 6 (2019).
28. Kikkert, L. H. J. et al. Gait characteristics and their discriminative power in geriatric patients with and without cognitive impairment. *J. Neuroengineering Rehabil.* 14, 84 (2017).
29. Tyson, S. & Connell, L. The psychometric properties and clinical utility of measures of walking and mobility in neurological conditions: a systematic review. *Clin. Rehabil.* 23, 1018–1033 (2009).
30. Stephens, J. M. & Goldie, P. A. Walking speed on parquetry and carpet after stroke: effect of surface and retest reliability. *Clin. Rehabil.* 13, 171–181 (1999).
31. Soulard, J. et al. Gait as predictor of physical function in axial spondyloarthritis: the prospective longitudinal FOLOMI (Function, Locomotion, Measurement, Inflammation) study protocol. *Rheumatol. Int.* (2019) doi:10.1007/s00296-019-04396-4.
32. Wüest, S., Massé, F., Aminian, K., Gonzenbach, R. & de Bruin, E. D. Reliability and validity of the inertial sensor-based Timed 'Up and Go' test in individuals affected by stroke. *J. Rehabil. Res. Dev.* 53, 599–610 (2016).
33. Gerber, C. N., Carcreff, L., Paraschiv-Ionescu, A., Armand, S. & Newman, C. J. Reliability of single-day walking performance and physical activity measures using inertial sensors in children with cerebral palsy. *Ann. Phys. Rehabil. Med.* (2019) doi:10.1016/j.rehab.2019.02.003.
34. Rudwaleit, M. et al. Defining active sacroiliitis on magnetic resonance imaging (MRI) for classification of axial spondyloarthritis: a consensual approach by the ASAS/OMERACT MRI group. *Ann. Rheum. Dis.* 68, 1520–1527 (2009).
35. Pinzone, O., Schwartz, M. H. & Baker, R. Comprehensive non-dimensional normalization of gait data. *Gait Posture* 44, 68–73 (2016).
36. Graham, J. E., Ostir, G. V., Fisher, S. R. & Ottenbacher, K. J. Assessing walking speed in clinical research: a systematic review. *J. Eval. Clin. Pract.* 14, 552–562 (2008).
37. Beauchet, O. et al. Guidelines for Assessment of Gait and Reference Values for Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults: The Biomathics and Canadian Gait Consortiums Initiative. *Front. Hum. Neurosci.* 11, 353 (2017).
38. Kwon, Y., Kwon, J. W. & Cho, I. H. The difference of gait characteristic according to the variety of dual tasks in young healthy adults. *Work Read. Mass* 63, 33–38 (2019).
39. Dadashi, F. et al. Gait and Foot Clearance Parameters Obtained Using Shoe-Worn Inertial Sensors in a Large-Population Sample of Older Adults. *Sensors* 14, 443–457 (2014).
40. Truong, P. H., Lee, J., Kwon, A.-R. & Jeong, G.-M. Stride Counting in Human Walking and Walking Distance Estimation Using Insole Sensors. *Sensors* 16, (2016).
41. Anwary, A. R., Yu, H. & Vassallo, M. An Automatic Gait Feature Extraction Method for Identifying Gait Asymmetry Using Wearable Sensors. *Sensors* 18, (2018).
42. Hof, A. Scaling gait data to body size. *Gait Posture - GAIT POSTURE* 4, 222–223 (1996).
43. Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E. & McIlroy, W. E. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture* 31, 241–246 (2010).
44. Lauziere, S., Betschart, M., Aissaoui, R. & Nadeau, S. Understanding Spatial and Temporal Gait Asymmetries in Individuals Post Stroke. *Int. J. Phys. Med. Rehabil.* 2, 1–11 (2014).
45. Kelly, V. E., Janke, A. A. & Shumway-Cook, A. Effects of instructed focus and task difficulty on concurrent walking and cognitive task performance in healthy young adults. *Exp. Brain Res. Exp. Hirnforsch. Exp. Cerebrale* 207, 65–73 (2010).

46. Lee, S. & Lee, D. K. What is the proper way to apply the multiple comparison test? *Korean J. Anesthesiol.* 71, 353–360 (2018).
47. Koo, T. K. & Li, M. Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* 15, 155–163 (2016).
48. Landis, J. R. & Koch, G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33, 159–174 (1977).
49. Harvill, L. M. Standard Error of Measurement. *Educ. Meas. Issues Pract.* 10, 33–41 (1991).
50. Walton, D. M. et al. Reliability, standard error, and minimum detectable change of clinical pressure pain threshold testing in people with and without acute neck pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 41, 644–650 (2011).
51. Bourke, A. K., Scotland, A., Lipsmeier, F., Gossens, C. & Lindemann, M. Gait Characteristics Harvested During a Smartphone-Based Self-Administered 2-Minute Walk Test in People with Multiple Sclerosis: Test-Retest Reliability and Minimum Detectable Change. *Sensors* 20, (2020).
52. Huang, S.-L., Hsieh, C.-L., Wu, R.-M. & Lu, W.-S. Test-retest reliability and minimal detectable change of the Beck Depression Inventory and the Taiwan Geriatric Depression Scale in patients with Parkinson's disease. *PLoS ONE* 12, (2017).
53. Bland, J. M. & Altman, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet Lond. Engl.* 1, 307–310 (1986).
54. Reynard, F. & Terrier, P. Local dynamic stability of treadmill walking: intrasession and week-to-week repeatability. *J. Biomech.* 47, 74–80 (2014).
55. Cabral, S. Gait Symmetry Measures and Their Relevance to Gait Retraining. in *Handbook of Human Motion* 429–447 (Springer International Publishing, 2018). doi:10.1007/978-3-319-14418-4_201.
56. Kodesh, E., Kafri, M., Dar, G. & Dickstein, R. Walking speed, unilateral leg loading, and step symmetry in young adults. *Gait Posture* 35, 66–69 (2012).
57. Yogeve, G., Plotnik, M., Peretz, C., Giladi, N. & Hausdorff, J. M. Gait asymmetry in patients with Parkinson's disease and elderly fallers: when does the bilateral coordination of gait require attention? *Exp. Brain Res.* 177, 336–346 (2007).
58. Mattes, S. J., Martin, P. E. & Royer, T. D. Walking symmetry and energy cost in persons with unilateral transtibial amputations: matching prosthetic and intact limb inertial properties. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 81, 561–568 (2000).
59. Mills, K., Hettinga, B. A., Pohl, M. B. & Ferber, R. Between-limb kinematic asymmetry during gait in unilateral and bilateral mild to moderate knee osteoarthritis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 94, 2241–2247 (2013).
60. Tsai, T.-Y. et al. Asymmetric hip kinematics during gait in patients with unilateral total hip arthroplasty: in vivo 3-dimensional motion analysis. *J. Biomech.* 48, 555–559 (2015).
61. Winiarski, S. & Czamara, A. Evaluation of gait kinematics and symmetry during the first two stages of physiotherapy after anterior cruciate ligament reconstruction. *Acta Bioeng. Biomech.* 14, 91–100 (2012).
62. Rudroff, T. & Proessel, F. Effects of Muscle Function and Limb Loading Asymmetries on Gait and Balance in People With Multiple Sclerosis. *Front. Physiol.* 9, (2018).
63. Kernozek, T. W., Greany, J. F. & Heizler, C. Plantar loading asymmetry in American Indians with diabetes and peripheral neuropathy, with diabetes only, and without diabetes. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 103, 106–112 (2013).
64. Mc Ardle, R., Galna, B., Donaghy, P., Thomas, A. & Rochester, L. Do Alzheimer's and Lewy body disease have discrete pathological signatures of gait? *Alzheimers Dement. J. Alzheimers Assoc.* 15, 1367–1377 (2019).
65. Orcioli-Silva, D. et al. Double obstacles increase gait asymmetry during obstacle crossing in people with Parkinson's disease and healthy older adults: A pilot study. *Sci. Rep.* 10, 2272 (2020).
66. Fling, B. W., Curtze, C. & Horak, F. B. Gait Asymmetry in People With Parkinson's Disease Is Linked to Reduced Integrity of Callosal Sensorimotor Regions. *Front. Neurol.* 9, 215 (2018).

67. Oken, O. & Yavuzer, G. Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* 44, 127–132 (2008).
68. Wei, T.-S., Liu, P.-T., Chang, L.-W. & Liu, S.-Y. Gait asymmetry, ankle spasticity, and depression as independent predictors of falls in ambulatory stroke patients. *PloS One* 12, e0177136 (2017).
69. Alharbi, S. Gait asymmetry and the risk of knee osteoarthritis in post-stroke individuals. (University of Salford, 2019).
70. Patterson, K. K. et al. Gait Asymmetry in Community-Ambulating Stroke Survivors. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89, 304–310 (2008).
71. Lloyd, C. H., Stanhope, S. J., Davis, I. S. & Royer, T. D. Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. *Gait Posture* 32, 296–300 (2010).
72. Adamczyk, P. G. & Kuo, A. D. Mechanisms of Gait Asymmetry Due to Push-off Deficiency in Unilateral Amputees. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* 23, 776–785 (2015).
73. Heil, J., Loffing, F. & Büsch, D. The Influence of Exercise-Induced Fatigue on Inter-Limb Asymmetries: a Systematic Review. *Sports Med. - Open* 6, 39 (2020).
74. Jung, J., Choi, W. & Lee, S. Immediate augmented real-time forefoot weight bearing using visual feedback improves gait symmetry in chronic stroke. *Technol. Health Care Off. J. Eur. Soc. Eng. Med.* 28, 733–741 (2020).
75. Rozanski, G. M., Wong, J. S., Inness, E. L., Patterson, K. K. & Mansfield, A. Longitudinal change in spatiotemporal gait symmetry after discharge from inpatient stroke rehabilitation. *Disabil. Rehabil.* 42, 705–711 (2020).
76. Druzbicki, M. et al. Changes in Gait Symmetry After Training on a Treadmill with Biofeedback in Chronic Stroke Patients: A 6-Month Follow-Up From a Randomized Controlled Trial. *Med. Sci. Monit. Int. Med. J. Exp. Clin. Res.* 22, 4859–4868 (2016).
77. Plotnik, M., Wagner, J. M., Adusumilli, G., Gottlieb, A. & Naismith, R. T. Gait asymmetry, and bilateral coordination of gait during a six-minute walk test in persons with multiple sclerosis. *Sci. Rep.* 10, 12382 (2020).
78. Highsmith, M. J. et al. Gait Training Interventions for Lower Extremity Amputees: A Systematic Literature Review. *Technol. Innov.* 18, 99–113 (2016).
79. Alingh, J. F., Groen, B. E., Van Asseldonk, E. H. F., Geurts, A. C. H. & Weerdesteyn, V. Effectiveness of rehabilitation interventions to improve paretic propulsion in individuals with stroke - A systematic review. *Clin. Biomech. Bristol Avon* 71, 176–188 (2020).
80. Frazzitta, G., Pezzoli, G., Bertotti, G. & Maestri, R. Asymmetry and freezing of gait in parkinsonian patients. *J. Neurol.* 260, 71–76 (2013).
81. Ricciardi, L. et al. Working on asymmetry in Parkinson's disease: randomized, controlled pilot study. *Neurol. Sci. Off. J. Ital. Neurol. Soc. Ital. Soc. Clin. Neurophysiol.* 36, 1337–1343 (2015).
82. Viteckova, S. et al. Gait symmetry measures: A review of current and prospective methods. *Biomed. Signal Process. Control* 42, 89–100 (2018).
83. Venema, D. M., Hansen, H., High, R., Goetsch, T. & Siu, K.-C. Minimal Detectable Change in Dual-Task Cost for Older Adults With and Without Cognitive Impairment. *J. Geriatr. Phys. Ther.* 2001 (2018) doi:10.1519/JPT.000000000000194.
84. Beauchet, O. et al. Guidelines for Assessment of Gait and Reference Values for Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults: The Biomathics and Canadian Gait Consortiums Initiative. *Front. Hum. Neurosci.* 11, (2017).
85. Shumway-Cook, A., Woollacott, M., Kerns, K. A. & Baldwin, M. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 52, M232-240 (1997).
86. Bloem, B. R., Grimbergen, Y. A. M., Dijk, J. G. van & Munneke, M. The “posture second” strategy: A review of wrong priorities in Parkinson's disease. *J. Neurol. Sci.* 248, 196–204 (2006).
87. Smith, E., Cusack, T., Cunningham, C. & Blake, C. The Influence of a Cognitive Dual Task on the Gait Parameters of Healthy Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Aging Phys. Act.* 25, 671–686 (2017).

88. Hunter, S. W., Divine, A., Frengopoulos, C. & Montero Odasso, M. A framework for secondary cognitive and motor tasks in dual-task gait testing in people with mild cognitive impairment. *BMC Geriatr.* 18, 202 (2018).
89. Al-Yahya, E. et al. Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 35, 715–728 (2011).
90. Santos Nogueira, D., Azevedo Reis, E. & Vieira, A. Verbal Fluency Tasks: Effects of Age, Gender, and Education. *Folia Phoniater. Logop. Off. Organ Int. Assoc. Logop. Phoniater. IALP* 68, 124–133 (2016).
91. Brown, K. C. et al. Gait Speed and Variability for Usual Pace and Pedestrian Crossing Conditions in Older Adults Using the GAITRite Walkway: *Gerontol. Geriatr. Med.* (2015) doi:10.1177/2333721415618858.
92. Afilalo Jonathan et al. Gait Speed and 1-Year Mortality Following Cardiac Surgery: A Landmark Analysis From the Society of Thoracic Surgeons Adult Cardiac Surgery Database. *J. Am. Heart Assoc.* 7, e010139 (2018).
93. Fransen, M., Crosbie, J. & Edmonds, J. Reliability of gait measurements in people with osteoarthritis of the knee. *Phys. Ther.* 77, 944–953 (1997).
94. Brach, J. S., Perera, S., Studenski, S. & Newman, A. B. The Reliability and Validity of Measures of Gait Variability in Community-Dwelling Older Adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89, 2293–2296 (2008).
95. Byun, S., Han, J. W., Kim, T. H. & Kim, K. W. Test-Retest Reliability and Concurrent Validity of a Single Tri-Axial Accelerometer-Based Gait Analysis in Older Adults with Normal Cognition. *PLOS ONE* 11, e0158956 (2016).
96. Beurskens, R., Steinberg, F., Antoniewicz, F., Wolff, W. & Granacher, U. Neural Correlates of Dual-Task Walking: Effects of Cognitive versus Motor Interference in Young Adults. *Neural Plast.* 2016, (2016).
97. Stöckel, T. & Mau-Moeller, A. Cognitive control processes associated with successful gait performance in dual-task walking in healthy young adults. *Psychol. Res.* 84, 1766–1776 (2020).
98. Holtzer, R., Epstein, N., Mahoney, J. R., Izzetoglu, M. & Blumen, H. M. Neuroimaging of Mobility in Aging: A Targeted Review. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 69, 1375–1388 (2014).
99. Yang, Q. et al. Gait Change in Dual Task as a Behavioral Marker to Detect Mild Cognitive Impairment in Elderly Persons: A Systematic Review and Meta-analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 101, 1813–1821 (2020).
100. Yogev-Seligmann, G., Hausdorff, J. M. & Giladi, N. The role of executive function and attention in gait. *Mov. Disord. Off. J. Mov. Disord. Soc.* 23, 329–342; quiz 472 (2008).
101. Kikkert, L. H. J., Vuillerme, N., van Campen, J. P., Hortobágyi, T. & Lamoth, C. J. Walking ability to predict future cognitive decline in old adults: A scoping review. *Ageing Res. Rev.* 27, 1–14 (2016).
102. Quan, M. et al. Walking Pace and the Risk of Cognitive Decline and Dementia in Elderly Populations: A Meta-analysis of Prospective Cohort Studies. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 72, 266–270 (2017).
103. Shrout, P. E. & Fleiss, J. L. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol. Bull.* 86, 420–428 (1979).
104. Kluge, F. et al. Towards Mobile Gait Analysis: Concurrent Validity and Test-Retest Reliability of an Inertial Measurement System for the Assessment of Spatio-Temporal Gait Parameters. *Sensors* 17, (2017).
105. Hollman, J. H. et al. Number of strides required for reliable measurements of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. *Gait Posture* 32, 23–28 (2010).

Table 1. Means and standard deviations of gait parameters for each trial and for the three trials, in the single- and dual-task conditions, and DTE and DTE% parameters, with p-values obtained from RM-ANOVA to compare trials 1,2 and 3

| | Trial 1 Mean (SD) | Trial 2 Mean (SD) | Trial 3 Mean (SD) | Trial 123 Mean (SD) | F | p-value | Trial 1 Mean (SD) | Trial 2 Mean (SD) | Trial 3 Mean (SD) | Trial 123 Mean (SD) | F | p-value |
|---|------------------------------|------------------------------|------------------------------|--------------------------------|----------|----------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|--------------------------------|----------|----------------|
| SINGLE TASK | | | | | | | DUAL TASK | | | | | |
| Spatiotemporal gait parameters | | | | | | | | | | | | |
| speed | 1.45 (0.16) | 1.49 (0.16) | 1.52 (0.16) | 1.49 (0.16) | 1.04 | 0.36 | 1.40 (0.14) | 1.45 (0.17) | 1.45 (0.15) | 1.43 (0.15) | 0.54 | 0.58 |
| cadence | 112.81 (5.66) | 114.13 (7.53) | 115.62 (5.93) | 114.19 (6.42) | 0.96 | 0.39 | 113.6 (4.89) | 114.63 (4.8) | 114.66 (5.57) | 114.3 (5.04) | 0.28 | 0.75 |
| slength | 1.52 (0.15) | 1.54 (0.14) | 1.56 (0.15) | 1.54 (0.14) | 0.35 | 0.71 | 1.46 (0.14) | 1.50 (0.16) | 1.49 (0.14) | 1.48 (0.15) | 0.29 | 0.75 |
| DS | 20.14 (3.86) | 19.12 (3.7) | 19.39 (3.97) | 19.55 (3.81) | 0.38 | 0.68 | 20.61 (3.81) | 19.69 (3.65) | 19.58 (3.71) | 19.96 (3.69) | 0.46 | 0.63 |
| swing | 39.72 (1.93) | 39.85 (2.16) | 40.05 (2.11) | 39.87 (2.04) | 0.12 | 0.88 | 39.37 (1.99) | 39.82 (1.94) | 39.86 (1.92) | 39.69 (1.93) | 0.40 | 0.67 |
| stance | 60.28 (1.93) | 60.15 (2.16) | 59.95 (2.11) | 60.13 (2.04) | 0.12 | 0.88 | 60.63 (1.99) | 60.18 (1.94) | 60.14 (1.92) | 60.31 (1.93) | 0.40 | 0.67 |
| LDr | 12.38 (3.03) | 12.49 (2.7) | 12.90 (2.85) | 12.59 (2.82) | 0.18 | 0.83 | 12.85 (2.48) | 12.94 (2.71) | 13.12 (2.88) | 12.97 (2.65) | 0.05 | 0.95 |
| FFr | 52.13 (4.55) | 51.86 (5.01) | 51.09 (4.78) | 51.69 (4.72) | 0.26 | 0.77 | 51.40 (4.46) | 51.28 (4.89) | 50.89 (4.97) | 51.19 (4.70) | 0.06 | 0.94 |
| Pur | 35.49 (3.62) | 35.65 (4.86) | 36.01 (3.98) | 35.72 (4.12) | 0.08 | 0.92 | 35.75 (3.77) | 35.78 (4.31) | 35.99 (4.50) | 35.84 (4.13) | 0.02 | 0.98 |
| Normalized spatiotemporal gait parameters | | | | | | | | | | | | |
| speed N | 0.48 (0.05) | 0.49 (0.05) | 0.50 (0.05) | 0.49 (0.05) | 1.07 | 0.35 | 0.46 (0.04) | 0.48 (0.05) | 0.48 (0.04) | 0.47 (0.04) | 0.73 | 0.49 |
| cadence N | 34.80 (1.34) | 35.21 (2.00) | 35.68 (1.52) | 35.23 (1.66) | 1.41 | 0.25 | 35.06 (1.51) | 35.39 (1.54) | 35.39 (1.58) | 35.28 (1.53) | 0.29 | 0.75 |
| slength N | 1.63 (0.13) | 1.65 (0.13) | 1.67 (0.13) | 1.65 (0.13) | 0.50 | 0.61 | 1.56 (0.09) | 1.59 (0.11) | 1.59 (0.1) | 1.58 (0.10) | 0.67 | 0.51 |
| Symmetry index gait parameters | | | | | | | | | | | | |
| speed SI | 1.81 (1.44) | 2.79 (3) | 3.05 (2.53) | 2.55 (2.43) | 1.49 | 0.24 | 3.62 (2.88) | 3.46 (2.97) | 3.14 (2.92) | 3.41 (2.88) | 0.14 | 0.87 |
| cadence SI | 0.83 (0.53) | 1.39 (2.89) | 1.14 (2.03) | 1.12 (2.04) | 0.36 | 0.70 | 1.4 (2.77) | 1.28 (1.4) | 1.6 (3.18) | 1.43 (2.53) | 0.08 | 0.92 |
| slength SI | 2.24 (1.67) | 2.55 (2.05) | 2.68 (1.81) | 2.49 (1.83) | 0.30 | 0.74 | 3.77 (2.44) | 3.47 (2.39) | 3.46 (2.52) | 3.56 (2.41) | 0.10 | 0.90 |
| swing SI | 3.58 (3.23) | 3.08 (2.76) | 3.78 (3.28) | 3.48 (3.06) | 0.27 | 0.76 | 4.22 (3.60) | 3.99 (3.37) | 4.31 (4.21) | 4.17 (3.68) | 0.04 | 0.96 |
| stance SI | 2.35 (2.16) | 2.03 (1.79) | 2.51 (2.13) | 2.30 (2.01) | 0.29 | 0.75 | 2.74 (2.43) | 2.64 (2.34) | 2.82 (2.76) | 2.73 (2.47) | 0.02 | 0.98 |
| LDr SI | 11.77 (7.69) | 14.12 (9.16) | 12.49 (10.4) | 12.8 (9.05) | 0.35 | 0.71 | 11.34 (8.86) | 11.72 (8.62) | 11.77 (8.28) | 11.61 (8.45) | 0.01 | 0.99 |
| FFr SI | 4.24 (2.97) | 5.39 (4.98) | 4.87 (3.86) | 4.83 (3.98) | 0.40 | 0.67 | 5.19 (4.41) | 4.86 (3.61) | 5.63 (5.23) | 5.23 (4.40) | 0.15 | 0.86 |
| Pur SI | 5.54 (3.44) | 6.88 (5.22) | 6.94 (5.27) | 6.45 (4.69) | 0.56 | 0.57 | 8.14 (8.11) | 7.70 (6.62) | 8.44 (7.44) | 8.09 (7.29) | 0.05 | 0.95 |
| Symmetry ratio gait parameters | | | | | | | | | | | | |
| speed SR | 1.01 (0.02) | 1.03 (0.03) | 1.03 (0.03) | 1.02 (0.03) | 1.41 | 0.25 | 1.04 (0.03) | 1.02 (0.04) | 1.03 (0.03) | 1.03 (0.04) | 1.41 | 0.25 |

| | | | | | | | | | | | | |
|------------|-----------------------|--------------|--------------|--------------|------|------|------------------------|---------------|---------------|--------------|------|------|
| cadence SR | 0.99 (0.01) | 1.00 (0.03) | 1.00 (0.02) | 1.00 (0.02) | 0.82 | 0.44 | 1.01 (0.03) | 0.99 (0.02) | 1.00 (0.04) | 1.00 (0.03) | 0.75 | 0.48 |
| slength SR | 1.02 (0.02) | 1.03 (0.02) | 1.03 (0.02) | 1.02 (0.02) | 0.53 | 0.59 | 1.04 (0.03) | 1.02 (0.04) | 1.04 (0.03) | 1.03 (0.03) | 1.56 | 0.22 |
| swing SR | 0.98 (0.04) | 0.99 (0.04) | 1.00 (0.05) | 0.99 (0.04) | 1.23 | 0.30 | 0.99 (0.05) | 0.98 (0.05) | 0.99 (0.06) | 0.99 (0.05) | 0.22 | 0.80 |
| stance SR | 1.02 (0.03) | 1.01 (0.03) | 1.00 (0.03) | 1.01 (0.03) | 1.21 | 0.31 | 1.01 (0.04) | 1.02 (0.03) | 1.01 (0.04) | 1.01 (0.04) | 0.14 | 0.87 |
| LDr SR | 1.05 (0.14) | 1.06 (0.17) | 1.04 (0.18) | 1.05 (0.16) | 0.06 | 0.94 | 1.03 (0.16) | 1.02 (0.16) | 1.04 (0.15) | 1.03 (0.15) | 0.11 | 0.89 |
| FFr SR | 0.98 (0.05) | 0.98 (0.07) | 0.98 (0.06) | 0.98 (0.06) | 0.02 | 0.98 | 0.96 (0.05) | 0.97 (0.05) | 0.96 (0.06) | 0.97 (0.06) | 0.32 | 0.73 |
| Pur SR | 1.02 (0.06) | 1.03 (0.09) | 1.02 (0.09) | 1.02 (0.08) | 0.05 | 0.95 | 1.06 (0.12) | 1.04 (0.10) | 1.05 (0.11) | 1.05 (0.11) | 0.15 | 0.86 |
| | DTE PARAMETERS | | | | | | DTE% PARAMETERS | | | | | |
| speed | 0.05 (0.14) | 0.04 (0.14) | 0.08 (0.13) | 0.06 (0.14) | 0.36 | 0.70 | 2.64 (10.17) | 2.58 (9.36) | 4.73 (8.04) | 3.32 (9.13) | 0.35 | 0.71 |
| cadence | -0.79 (4.65) | -0.51 (5.55) | 0.97 (4.32) | -0.11 (4.84) | 0.75 | 0.48 | -0.80 (4.11) | -0.70 (5.31) | 0.77 (3.62) | -0.25 (4.39) | 0.79 | 0.46 |
| slength | 0.06 (0.10) | 0.05 (0.10) | 0.07 (0.09) | 0.06 (0.09) | 0.25 | 0.78 | 3.64 (6.51) | 2.97 (6.46) | 4.21 (5.58) | 3.61 (6.12) | 0.20 | 0.82 |
| DS | -0.46 (2.39) | -0.56 (2.23) | -0.19 (1.75) | -0.41 (2.11) | 0.16 | 0.85 | -3.05 (11.35) | -3.75 (11.81) | -1.89 (10.00) | -2.9 (10.92) | 0.14 | 0.87 |
| swing | 0.36 (1.24) | 0.02 (1.64) | 0.18 (1.34) | 0.19 (1.4) | 0.27 | 0.76 | 0.86 (3.16) | -0.05 (4.36) | 0.38 (3.33) | 0.40 (3.62) | 0.31 | 0.74 |
| stance | -0.36 (1.24) | -0.02 (1.64) | -0.18 (1.34) | -0.19 (1.4) | 0.27 | 0.76 | -0.61 (2.03) | -0.09 (2.64) | -0.34 (2.26) | -0.34 (2.30) | 0.25 | 0.78 |
| LDr | -0.47 (1.27) | -0.45 (1.16) | -0.22 (0.91) | -0.38 (1.11) | 0.32 | 0.73 | -5.37 (10.82) | -4.12 (9.94) | -1.94 (7.64) | -3.81 (9.51) | 0.66 | 0.52 |
| FFr | 0.73 (2.22) | 0.58 (3.26) | 0.20 (2.11) | 0.50 (2.55) | 0.23 | 0.80 | 1.31 (4.24) | 0.91 (6.01) | 0.33 (4.25) | 0.85 (4.84) | 0.20 | 0.82 |
| Pur | -0.26 (1.61) | -0.13 (2.59) | 0.02 (1.72) | -0.12 (1.99) | 0.10 | 0.91 | -0.77 (4.44) | -0.81 (8.01) | 0.12 (4.61) | -0.49 (5.84) | 0.16 | 0.85 |

Abbreviations: N = normalized, DS = double support, slength = stride length, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio, Pur = Push ratio, SI = symmetry index, SR = symmetry ratio

Table 2. Intraclass correlation coefficients (ICC) and limits of agreement (LOA) values for spatiotemporal gait parameters obtained in single task condition between the mean of the first and second trials (T1-T2), the first and the third trials (T1-T3), the second and the third trials (T2-T3) and the means of the three consecutive trials (T1-T2-T3)

| | ICC 12 (lb - ub) | LOA (lb - ub) | ICC 13 (lb - ub) | LOA (lb - ub) | ICC 23 (lb - ub) | LOA (lb - ub) | ICC(123) |
|---------------------------------------|--------------------|----------------|--------------------|----------------|--------------------|-----------------|--------------------|
| SINGLE TASK | | | | | | | |
| Spatiotemporal gait parameters | | | | | | | |
| speed | 0.91 (0.73 - 0.96) | (-0.15 - 0.07) | 0.84 (0.30 - 0.94) | (-0.20 - 0.05) | 0.87 (0.74 - 0.94) | (-0.18 - 0.12) | 0.87 (0.72 - 0.94) |
| cadence | 0.83 (0.66 - 0.92) | (-8.74 - 6.11) | 0.75 (0.35 - 0.90) | (-9.30 - 3.67) | 0.74 (0.52 - 0.87) | (-10.92 - 7.92) | 0.77 (0.62 - 0.88) |
| stride length | 0.97 (0.91 - 0.99) | (-0.09 - 0.05) | 0.95 (0.58 - 0.98) | (-0.10 - 0.02) | 0.97 (0.91 - 0.98) | (-0.09 - 0.05) | 0.96 (0.89 - 0.98) |
| DS | 0.88 (0.70 - 0.95) | (-2.11 - 4.16) | 0.93 (0.82 - 0.97) | (-1.86 - 3.37) | 0.96 (0.92 - 0.98) | (-2.35 - 1.81) | 0.92 (0.85 - 0.96) |

| | | | | | | | |
|---|---------------------|------------------|---------------------|------------------|---------------------|------------------|---------------------|
| swing | 0.75 (0.53 - 0.88) | (-3.01 - 2.76) | 0.90 (0.79 - 0.95) | (-2.02 - 1.37) | 0.69 (0.44 - 0.84) | (-3.53 - 3.13) | 0.78 (0.64 - 0.88) |
| stance | 0.75 (0.53 - 0.88) | (-2.76 - 3.01) | 0.90 (0.79 - 0.95) | (-1.37 - 2.02) | 0.69 (0.44 - 0.84) | (-3.13 - 3.53) | 0.78 (0.64 - 0.88) |
| LDr | 0.97 (0.94 - 0.99) | (-1.48 - 1.26) | 0.94 (0.85 - 0.97) | (-2.32 - 1.28) | 0.95 (0.89 - 0.98) | (-1.89 - 1.07) | 0.95 (0.91 - 0.98) |
| FFr | 0.87 (0.75 - 0.94) | (-4.54 - 5.1) | 0.92 (0.78 - 0.97) | (-2.09 - 4.18) | 0.84 (0.69 - 0.92) | (-4.55 - 6.08) | 0.88 (0.79 - 0.94) |
| Pur | 0.87 (0.74 - 0.94) | (-4.58 - 4.24) | 0.94 (0.87 - 0.97) | (-2.97 - 1.92) | 0.88 (0.76 - 0.94) | (-4.67 - 3.95) | 0.89 (0.81 - 0.94) |
| Normalized spatiotemporal gait parameters | | | | | | | |
| speed N | 0.91 (0.73 - 0.96) | (-0.05 - 0.02) | 0.83 (0.29 - 0.94) | (-0.06 - 0.02) | 0.87 (0.73 - 0.94) | (-0.06 - 0.04) | 0.87 (0.71 - 0.94) |
| cadence N | 0.75 (0.52 - 0.87) | (-2.73 - 1.92) | 0.64 (0.20 - 0.84) | (-2.86 - 1.12) | 0.63 (0.35 - 0.81) | (-3.41 - 2.48) | 0.67 (0.48 - 0.82) |
| slength N | 0.95 (0.87 - 0.98) | (-0.09 - 0.05) | 0.93 (0.46 - 0.98) | (-0.10 - 0.02) | 0.95 (0.88 - 0.98) | (-0.09 - 0.05) | 0.94 (0.85 - 0.97) |
| Symmetry index gait parameters | | | | | | | |
| speed SI | 0.11 (-0.24 - 0.45) | (-7.13 - 5.15) | 0.20 (-0.12 - 0.51) | (-6.24 - 3.74) | 0.07 (-0.31 - 0.42) | (-7.78 - 7.27) | 0.11 (-0.09 - 0.37) |
| cadence SI | 0.00 (-0.37 - 0.37) | (-6.36 - 5.26) | 0.16 (-0.22 - 0.5) | (-4.10 - 3.49) | 0.02 (-0.35 - 0.38) | (-6.70 - 7.18) | 0.03 (-0.16 - 0.28) |
| slength SI | 0.49 (0.15 - 0.72) | (-4.06 - 3.43) | 0.52 (0.20 - 0.74) | (-3.76 - 2.88) | 0.37 (0.01 - 0.65) | (-4.43 - 4.18) | 0.45 (0.23 - 0.67) |
| swing SI | 0.49 (0.15 - 0.73) | (-5.51 - 6.5) | 0.56 (0.25 - 0.77) | (-6.27 - 5.86) | 0.18 (-0.20 - 0.51) | (-8.37 - 6.97) | 0.42 (0.19 - 0.64) |
| stance SI | 0.48 (0.14 - 0.72) | (-3.69 - 4.34) | 0.58 (0.27 - 0.78) | (-4.09 - 3.77) | 0.23 (-0.15 - 0.55) | (-5.29 - 4.33) | 0.43 (0.21 - 0.65) |
| LDr SI | 0.50 (0.17 - 0.73) | (-18.84 - 14.14) | 0.38 (0.02 - 0.66) | (-20.98 - 19.54) | 0.54 (0.21 - 0.75) | (-17.04 - 20.3) | 0.47 (0.25 - 0.68) |
| FFr SI | 0.48 (0.15 - 0.72) | (-9.29 - 7.01) | 0.67 (0.41 - 0.83) | (-6.08 - 4.82) | 0.24 (-0.14 - 0.56) | (-10.40 - 11.42) | 0.43 (0.20 - 0.65) |
| Pur SI | 0.15 (-0.22 - 0.49) | (-12.62 - 9.95) | 0.36 (0.01 - 0.64) | (-11.22 - 8.41) | 0.27 (-0.10 - 0.58) | (-12.66 - 12.53) | 0.26 (0.04 - 0.51) |
| Symmetry ratio gait parameters | | | | | | | |
| speed SR | 0.00 (-0.33 - 0.35) | (-0.09 - 0.06) | 0.23 (-0.12 - 0.54) | (-0.07 - 0.05) | 0.17 (-0.21 - 0.51) | (-0.08 - 0.08) | 0.10 (-0.10 - 0.36) |
| cadence SR | 0.20 (-0.16 - 0.52) | (-0.07 - 0.05) | 0.01 (-0.34 - 0.37) | (-0.06 - 0.04) | 0.09 (-0.28 - 0.45) | (-0.08 - 0.08) | 0.11 (-0.10 - 0.37) |
| slength SR | 0.00 (-0.37 - 0.37) | (-0.07 - 0.06) | 0.50 (0.17 - 0.73) | (-0.05 - 0.03) | 0.35 (-0.02 - 0.63) | (-0.05 - 0.05) | 0.26 (0.03 - 0.51) |
| swing SR | 0.57 (0.26 - 0.77) | (-0.09 - 0.05) | 0.66 (0.34 - 0.83) | (-0.09 - 0.05) | 0.59 (0.29 - 0.79) | (-0.09 - 0.08) | 0.61 (0.41 - 0.78) |
| stance SR | 0.58 (0.27 - 0.78) | (-0.04 - 0.06) | 0.71 (0.40 - 0.86) | (-0.03 - 0.05) | 0.63 (0.35 - 0.81) | (-0.05 - 0.05) | 0.64 (0.45 - 0.80) |
| LDr SR | 0.82 (0.64 - 0.91) | (-0.20 - 0.18) | 0.59 (0.29 - 0.79) | (-0.29 - 0.30) | 0.71 (0.47 - 0.86) | (-0.25 - 0.28) | 0.70 (0.53 - 0.84) |
| FFr SR | 0.77 (0.56 - 0.88) | (-0.08 - 0.08) | 0.47 (0.13 - 0.71) | (-0.11 - 0.11) | 0.57 (0.25 - 0.77) | (-0.12 - 0.11) | 0.61 (0.40 - 0.78) |
| Pur SR | 0.56 (0.25 - 0.77) | (-0.15 - 0.14) | 0.56 (0.24 - 0.77) | (-0.15 - 0.14) | 0.62 (0.33 - 0.8) | (-0.15 - 0.16) | 0.58 (0.37 - 0.76) |

Abbreviations: ICC = intraclass correlation coefficient, LOA = limits of agreement, SI = symmetry index, SR = symmetry ratio, lb = lower bound, ub = upper bound, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr = Foot flat ratio, Pur = Push ratio, N = normalized

Table 3. Intraclass correlation coefficients (ICC) and limits of agreement (LOA) values for spatiotemporal gait parameters obtained in dual task condition between the mean of the first and second trials (T1-T2), the first and the third trials (T1-T3), the second and the third trials (T2-T3) and the means of the three consecutive trials (T1-T2-T3)

| | ICC 12 (lb - ub) | LOA (lb - ub) | ICC 13 (lb - ub) | LOA (lb - ub) | ICC 23 (lb - ub) | LOA (lb - ub) | ICC(123) |
|---|---------------------|------------------|---------------------|------------------|---------------------|------------------|---------------------|
| DUAL TASK | | | | | | | |
| Spatiotemporal gait parameters | | | | | | | |
| speed | 0.84 (0.64 - 0.92) | (-0.20 - 0.11) | 0.83 (0.63 - 0.92) | (-0.19 - 0.1) | 0.94 (0.87 - 0.97) | (-0.11 - 0.11) | 0.87 (0.77 - 0.94) |
| cadence | 0.83 (0.66 - 0.92) | (-6.36 - 4.29) | 0.78 (0.58 - 0.89) | (-7.80 - 5.67) | 0.90 (0.79 - 0.95) | (-4.78 - 4.72) | 0.83 (0.72 - 0.91) |
| stride length | 0.92 (0.79 - 0.96) | (-0.14 - 0.07) | 0.93 (0.81 - 0.97) | (-0.12 - 0.06) | 0.97 (0.93 - 0.98) | (-0.07 - 0.08) | 0.94 (0.88 - 0.97) |
| DS | 0.90 (0.74 - 0.96) | (-1.90 - 3.75) | 0.82 (0.62 - 0.91) | (-3.11 - 5.16) | 0.95 (0.89 - 0.98) | (-2.27 - 2.48) | 0.89 (0.79 - 0.94) |
| swing | 0.85 (0.69 - 0.93) | (-2.42 - 1.5) | 0.76 (0.55 - 0.88) | (-3.05 - 2.06) | 0.90 (0.79 - 0.95) | (-1.80 - 1.72) | 0.84 (0.72 - 0.91) |
| stance | 0.85 (0.69 - 0.93) | (-1.50 - 2.42) | 0.76 (0.55 - 0.88) | (-2.06 - 3.05) | 0.90 (0.79 - 0.95) | (-1.72 - 1.8) | 0.84 (0.72 - 0.91) |
| LDr | 0.94 (0.89 - 0.97) | (-1.81 - 1.63) | 0.93 (0.85 - 0.96) | (-2.28 - 1.75) | 0.97 (0.94 - 0.99) | (-1.47 - 1.12) | 0.95 (0.91 - 0.97) |
| FFr | 0.86 (0.72 - 0.93) | (-4.87 - 5.12) | 0.88 (0.75 - 0.94) | (-4.10 - 5.12) | 0.96 (0.92 - 0.98) | (-2.20 - 2.97) | 0.90 (0.83 - 0.95) |
| Pur | 0.87 (0.75 - 0.94) | (-4.11 - 4.04) | 0.89 (0.78 - 0.95) | (-4.07 - 3.58) | 0.96 (0.93 - 0.98) | (-2.52 - 2.1) | 0.91 (0.85 - 0.96) |
| Normalized spatiotemporal gait parameters | | | | | | | |
| speed N | 0.78 (0.54 - 0.90) | (-0.07 - 0.04) | 0.78 (0.53 - 0.89) | (-0.06 - 0.03) | 0.92 (0.83 - 0.96) | (-0.04 - 0.04) | 0.83 (0.70 - 0.91) |
| cadence N | 0.84 (0.68 - 0.92) | (-1.96 - 1.31) | 0.76 (0.55 - 0.88) | (-2.38 - 1.74) | 0.89 (0.78 - 0.95) | (-1.46 - 1.46) | 0.83 (0.71 - 0.91) |
| slength N | 0.81 (0.58 - 0.91) | (-0.15 - 0.08) | 0.84 (0.60 - 0.93) | (-0.12 - 0.06) | 0.93 (0.85 - 0.96) | (-0.08 - 0.08) | 0.86 (0.74 - 0.93) |
| Symmetry index gait parameters | | | | | | | |
| speed SI | 0.37 (0.01 - 0.65) | (-6.37 - 6.69) | 0.08 (-0.30 - 0.43) | (-7.33 - 8.3) | 0.23 (-0.14 - 0.55) | (-6.92 - 7.57) | 0.22 (0 - 0.48) |
| cadence SI | 0.08 (-0.29 - 0.44) | (-5.79 - 6.02) | 0.06 (-0.31 - 0.42) | (-8.31 - 7.9) | 0.00 (-0.37 - 0.37) | (-7.38 - 6.74) | 0.03 (-0.16 - 0.28) |
| slength SI | 0.34 (-0.02 - 0.63) | (-5.20 - 5.8) | 0.25 (-0.13 - 0.56) | (-5.74 - 6.36) | 0.35 (-0.01 - 0.64) | (-5.56 - 5.58) | 0.31 (0.08 - 0.56) |
| swing SI | 0.75 (0.54 - 0.88) | (-4.64 - 5.1) | 0.52 (0.20 - 0.75) | (-7.73 - 7.54) | 0.67 (0.40 - 0.83) | (-6.51 - 5.86) | 0.64 (0.45 - 0.8) |
| stance SI | 0.81 (0.64 - 0.91) | (-2.82 - 3.02) | 0.60 (0.30 - 0.79) | (-4.72 - 4.56) | 0.74 (0.51 - 0.87) | (-3.86 - 3.51) | 0.71 (0.54 - 0.84) |
| LDr SI | 0.68 (0.42 - 0.84) | (-14.42 - 13.66) | 0.72 (0.48 - 0.86) | (-13.33 - 12.47) | 0.58 (0.27 - 0.78) | (-15.56 - 15.47) | 0.66 (0.47 - 0.81) |
| FFr SI | 0.49 (0.15 - 0.73) | (-7.79 - 8.44) | 0.52 (0.19 - 0.74) | (-9.91 - 9.02) | 0.54 (0.22 - 0.76) | (-9.28 - 7.75) | 0.52 (0.30 - 0.71) |
| Pur SI | 0.88 (0.75 - 0.94) | (-6.94 - 7.81) | 0.66 (0.39 - 0.83) | (-13.09 - 12.49) | 0.73 (0.50 - 0.86) | (-11.02 - 9.55) | 0.75 (0.60 - 0.87) |
| Symmetry ratio gait parameters | | | | | | | |
| speed SR | 0.10 (-0.24 - 0.44) | (-0.08 - 0.11) | 0.08 (-0.30 - 0.43) | (-0.08 - 0.09) | 0.28 (-0.08 - 0.58) | (-0.10 - 0.07) | 0.16 (-0.05 - 0.42) |
| cadence SR | 0.25 (-0.10 - 0.56) | (-0.05 - 0.07) | 0.00 (-0.37 - 0.37) | (-0.10 - 0.10) | 0.17 (-0.20 - 0.51) | (-0.08 - 0.07) | 0.10 (-0.10 - 0.36) |

| | | | | | | | |
|------------|--------------------|----------------|---------------------|----------------|---------------------|----------------|--------------------|
| slength SR | 0.18 (-0.16 - 0.5) | (-0.06 - 0.09) | 0.24 (-0.14 - 0.56) | (-0.06 - 0.07) | 0.32 (-0.03 - 0.61) | (-0.08 - 0.06) | 0.24 (0.03 - 0.49) |
| swing SR | 0.64 (0.36 - 0.82) | (-0.07 - 0.09) | 0.57 (0.26 - 0.77) | (-0.11 - 0.10) | 0.54 (0.22 - 0.76) | (-0.11 - 0.09) | 0.58 (0.37 - 0.76) |
| stance SR | 0.74 (0.52 - 0.87) | (-0.05 - 0.04) | 0.68 (0.42 - 0.84) | (-0.06 - 0.06) | 0.67 (0.40 - 0.83) | (-0.05 - 0.06) | 0.69 (0.51 - 0.83) |
| LDr SR | 0.75 (0.52 - 0.87) | (-0.21 - 0.24) | 0.73 (0.50 - 0.87) | (-0.23 - 0.22) | 0.74 (0.51 - 0.87) | (-0.24 - 0.20) | 0.74 (0.58 - 0.86) |
| FFr SR | 0.45 (0.10 - 0.70) | (-0.12 - 0.09) | 0.42 (0.06 - 0.68) | (-0.13 - 0.12) | 0.64 (0.36 - 0.81) | (-0.09 - 0.11) | 0.50 (0.28 - 0.71) |
| Pur SR | 0.82 (0.65 - 0.91) | (-0.11 - 0.15) | 0.74 (0.52 - 0.87) | (-0.16 - 0.17) | 0.83 (0.67 - 0.92) | (-0.14 - 0.11) | 0.80 (0.66 - 0.89) |

Abbreviations: ICC = intraclass correlation coefficient, LOA = limits of agreement, SI = symmetry index, SR = symmetry ratio, lb = lower bound, ub = upper bound, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr = Foot flat ratio, Pur = Push ratio, N = normalized

Table 4. Standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (MDC) for trial 1 and 2, 1 and 3, 2 and 3 and 1, 2 and 3 in single task condition

| | Trial 1 & 2 | | | | Trial 1 & 3 | | | | Trial 2 & 3 | | | | Trial 1 & 2 & 3 | | | |
|--|-------------|------|---------|---------|-------------|------|---------|---------|-------------|------|---------|---------|-----------------|------|---------|---------|
| | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) |
| SINGLE TASK | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Spatiotemporal gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed | 0.05 | 0.13 | 3.18 | 8.82 | 0.06 | 0.18 | 4.37 | 12.11 | 0.06 | 0.16 | 3.79 | 10.5 | 0.06 | 0.16 | 3.82 | 10.59 |
| cadence | 2.73 | 7.58 | 2.41 | 6.68 | 2.92 | 8.10 | 2.56 | 7.09 | 3.43 | 9.52 | 2.99 | 8.29 | 3.05 | 8.44 | 2.67 | 7.39 |
| stride length | 0.03 | 0.07 | 1.75 | 4.84 | 0.03 | 0.09 | 2.18 | 6.04 | 0.03 | 0.07 | 1.74 | 4.82 | 0.03 | 0.08 | 1.89 | 5.25 |
| DS | 1.29 | 3.58 | 6.58 | 18.25 | 1.05 | 2.9 | 5.30 | 14.69 | 0.75 | 2.07 | 3.87 | 10.73 | 1.05 | 2.91 | 5.38 | 14.9 |
| swing | 1.01 | 2.79 | 2.53 | 7.02 | 0.63 | 1.75 | 1.58 | 4.38 | 1.17 | 3.24 | 2.93 | 8.11 | 0.96 | 2.66 | 2.41 | 6.67 |
| stance | 1.01 | 2.79 | 1.67 | 4.64 | 0.63 | 1.75 | 1.05 | 2.91 | 1.17 | 3.24 | 1.95 | 5.40 | 0.96 | 2.66 | 1.60 | 4.42 |
| LDr | 0.48 | 1.33 | 3.87 | 10.74 | 0.72 | 2.00 | 5.70 | 15.8 | 0.59 | 1.63 | 4.63 | 12.82 | 0.60 | 1.67 | 4.79 | 13.27 |
| FFr | 1.69 | 4.68 | 3.24 | 8.99 | 1.31 | 3.62 | 2.53 | 7.01 | 1.92 | 5.33 | 3.74 | 10.36 | 1.65 | 4.58 | 3.20 | 8.86 |
| Pur | 1.54 | 4.26 | 4.32 | 11.99 | 0.92 | 2.56 | 2.58 | 7.16 | 1.52 | 4.21 | 4.24 | 11.75 | 1.35 | 3.75 | 3.79 | 10.49 |
| Normalized spatiotemporal gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed N | 0.02 | 0.04 | 3.17 | 8.79 | 0.02 | 0.06 | 4.36 | 12.08 | 0.02 | 0.05 | 3.75 | 10.38 | 0.02 | 0.05 | 3.80 | 10.53 |
| cadence N | 0.85 | 2.37 | 2.44 | 6.76 | 0.89 | 2.47 | 2.53 | 7.00 | 1.07 | 2.98 | 3.03 | 8.4 | 0.95 | 2.62 | 2.69 | 7.45 |
| slength N | 0.03 | 0.08 | 1.75 | 4.85 | 0.04 | 0.10 | 2.16 | 6.00 | 0.03 | 0.08 | 1.70 | 4.72 | 0.03 | 0.09 | 1.88 | 5.21 |
| Symmetry index gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed SI | 2.24 | 6.22 | 97.51 | 270.29 | 1.90 | 5.26 | 78.09 | 216.46 | 2.65 | 7.35 | 90.64 | 251.25 | 2.30 | 6.37 | 90.06 | 249.63 |
| cadence SI | 2.07 | 5.73 | 186.3 | 516.4 | 1.35 | 3.74 | 136.8 | 379.18 | 2.45 | 6.78 | 193.73 | 536.98 | 2.01 | 5.57 | 179.59 | 497.79 |

| | | | | | | | | | | | | | | | | |
|--------------------------------|------|-------|-------|--------|------|------|-------|--------|------|-------|-------|--------|------|-------|-------|--------|
| slength SI | 1.33 | 3.68 | 55.34 | 153.41 | 1.20 | 3.32 | 48.68 | 134.94 | 1.51 | 4.19 | 57.71 | 159.97 | 1.35 | 3.74 | 54.14 | 150.08 |
| swing SI | 2.13 | 5.9 | 63.92 | 177.17 | 2.12 | 5.88 | 57.71 | 159.97 | 2.74 | 7.58 | 79.74 | 221.04 | 2.34 | 6.49 | 67.29 | 186.51 |
| stance SI | 1.42 | 3.94 | 64.96 | 180.06 | 1.38 | 3.82 | 56.65 | 157.04 | 1.72 | 4.77 | 75.86 | 210.27 | 1.51 | 4.19 | 65.8 | 182.39 |
| LDr SI | 5.97 | 16.56 | 46.13 | 127.86 | 7.11 | 19.7 | 58.58 | 162.38 | 6.62 | 18.35 | 49.73 | 137.86 | 6.58 | 18.23 | 51.39 | 142.44 |
| FFr SI | 2.95 | 8.17 | 61.25 | 169.77 | 1.95 | 5.4 | 42.76 | 118.53 | 3.84 | 10.65 | 74.91 | 207.64 | 3.01 | 8.34 | 62.27 | 172.6 |
| Pur SI | 4.07 | 11.28 | 65.52 | 181.60 | 3.56 | 9.86 | 57.00 | 157.99 | 4.41 | 12.23 | 63.83 | 176.94 | 4.03 | 11.17 | 62.42 | 173.03 |
| Symmetry ratio gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed SR | 0.03 | 0.07 | 2.64 | 7.32 | 0.02 | 0.06 | 2.27 | 6.3 | 0.03 | 0.08 | 2.80 | 7.75 | 0.03 | 0.07 | 2.64 | 7.31 |
| cadence SR | 0.02 | 0.06 | 2.23 | 6.19 | 0.02 | 0.05 | 1.83 | 5.08 | 0.03 | 0.08 | 2.78 | 7.70 | 0.02 | 0.06 | 2.32 | 6.44 |
| slength SR | 0.02 | 0.06 | 2.09 | 5.8 | 0.01 | 0.04 | 1.42 | 3.93 | 0.02 | 0.05 | 1.66 | 4.60 | 0.02 | 0.05 | 1.76 | 4.89 |
| swing SR | 0.03 | 0.07 | 2.73 | 7.57 | 0.03 | 0.08 | 2.75 | 7.61 | 0.03 | 0.08 | 2.93 | 8.12 | 0.03 | 0.08 | 2.81 | 7.79 |
| stance SR | 0.02 | 0.05 | 1.79 | 4.95 | 0.02 | 0.05 | 1.67 | 4.64 | 0.02 | 0.05 | 1.81 | 5.00 | 0.02 | 0.05 | 1.76 | 4.88 |
| LDr SR | 0.07 | 0.19 | 6.37 | 17.64 | 0.10 | 0.28 | 9.82 | 27.22 | 0.09 | 0.26 | 8.88 | 24.62 | 0.09 | 0.25 | 8.45 | 23.41 |
| FFr SR | 0.03 | 0.08 | 2.85 | 7.91 | 0.04 | 0.11 | 3.93 | 10.89 | 0.04 | 0.11 | 4.21 | 11.67 | 0.04 | 0.10 | 3.70 | 10.25 |
| Pur SR | 0.05 | 0.14 | 4.93 | 13.67 | 0.05 | 0.14 | 4.97 | 13.77 | 0.05 | 0.15 | 5.28 | 14.63 | 0.05 | 0.14 | 5.05 | 14.00 |

Abbreviations: SEM = standard error of measurement, MDC = Minimum detectable change, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio, Pur = Push ratio, SI = symmetry index, SR = symmetry ratio, N = normalized

Table 5. Standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (MDC) for trial 1 and 2, 1 and 3, 2 and 3 and 1, 2 and 3 in dual task condition.

| | Trial 1 & 2 | | | | Trial 1 & 3 | | | | Trial 2 & 3 | | | | Trial 1 & 2 & 3 | | | |
|--------------------------------|-------------|------|---------|---------|-------------|------|---------|---------|-------------|------|---------|---------|-----------------|------|---------|---------|
| | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) |
| DUAL TASK | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Spatiotemporal gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed | 0.06 | 0.17 | 4.31 | 11.95 | 0.06 | 0.16 | 4.09 | 11.33 | 0.04 | 0.11 | 2.66 | 7.37 | 0.05 | 0.15 | 3.75 | 10.39 |
| cadence | 1.98 | 5.49 | 1.74 | 4.81 | 2.45 | 6.80 | 2.15 | 5.96 | 1.65 | 4.58 | 1.44 | 3.99 | 2.05 | 5.68 | 1.79 | 4.97 |
| stride length | 0.04 | 0.12 | 2.90 | 8.04 | 0.04 | 0.10 | 2.45 | 6.8 | 0.03 | 0.07 | 1.80 | 4.98 | 0.04 | 0.10 | 2.42 | 6.70 |
| DS | 1.17 | 3.23 | 5.79 | 16.05 | 1.60 | 4.43 | 7.95 | 22.03 | 0.83 | 2.30 | 4.22 | 11.7 | 1.24 | 3.43 | 6.20 | 17.17 |
| swing | 0.75 | 2.08 | 1.89 | 5.24 | 0.95 | 2.63 | 2.4 | 6.64 | 0.61 | 1.70 | 1.54 | 4.26 | 0.78 | 2.17 | 1.97 | 5.46 |
| stance | 0.75 | 2.08 | 1.24 | 3.44 | 0.95 | 2.63 | 1.57 | 4.36 | 0.61 | 1.70 | 1.02 | 2.82 | 0.78 | 2.17 | 1.30 | 3.59 |
| LDr | 0.60 | 1.67 | 4.66 | 12.93 | 0.72 | 2.00 | 5.57 | 15.43 | 0.47 | 1.29 | 3.57 | 9.91 | 0.6 | 1.67 | 4.65 | 12.9 |
| FFr | 1.74 | 4.82 | 3.39 | 9.39 | 1.64 | 4.55 | 3.21 | 8.9 | 0.94 | 2.60 | 1.83 | 5.08 | 1.48 | 4.09 | 2.89 | 8.00 |

| | | | | | | | | | | | | | | | | |
|---|------|-------|--------|--------|------|-------|--------|--------|------|-------|--------|--------|------|-------|--------|--------|
| Pur | 1.42 | 3.93 | 3.96 | 10.98 | 1.34 | 3.72 | 3.74 | 10.36 | 0.81 | 2.26 | 2.27 | 6.29 | 1.22 | 3.37 | 3.39 | 9.40 |
| Normalized spatiotemporal gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed N | 0.02 | 0.06 | 4.29 | 11.88 | 0.02 | 0.05 | 4.12 | 11.41 | 0.01 | 0.04 | 2.67 | 7.41 | 0.02 | 0.05 | 3.76 | 10.41 |
| cadence N | 0.61 | 1.69 | 1.73 | 4.80 | 0.75 | 2.08 | 2.13 | 5.90 | 0.51 | 1.41 | 1.44 | 3.99 | 0.63 | 1.74 | 1.78 | 4.95 |
| slength N | 0.04 | 0.12 | 2.85 | 7.89 | 0.04 | 0.11 | 2.46 | 6.82 | 0.03 | 0.08 | 1.79 | 4.97 | 0.04 | 0.11 | 2.40 | 6.67 |
| Symmetry index gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed SI | 2.29 | 6.34 | 64.65 | 179.2 | 2.77 | 7.67 | 81.88 | 226.97 | 2.55 | 7.07 | 77.31 | 214.3 | 2.54 | 7.04 | 74.58 | 206.71 |
| cadence SI | 2.08 | 5.75 | 154.87 | 429.29 | 2.85 | 7.90 | 190.13 | 527.01 | 2.43 | 6.74 | 168.72 | 467.66 | 2.49 | 6.91 | 174.74 | 484.36 |
| slength SI | 1.94 | 5.37 | 53.57 | 148.49 | 2.13 | 5.91 | 59.04 | 163.64 | 1.95 | 5.40 | 56.31 | 156.08 | 2.01 | 5.56 | 56.29 | 156.02 |
| swing SI | 1.70 | 4.72 | 41.56 | 115.18 | 2.67 | 7.40 | 62.56 | 173.4 | 2.17 | 6.01 | 52.24 | 144.79 | 2.21 | 6.12 | 52.94 | 146.73 |
| stance SI | 1.02 | 2.82 | 37.84 | 104.88 | 1.62 | 4.49 | 58.36 | 161.77 | 1.29 | 3.57 | 47.26 | 130.99 | 1.33 | 3.68 | 48.61 | 134.74 |
| LDr SI | 4.90 | 13.59 | 42.49 | 117.79 | 4.50 | 12.49 | 38.97 | 108.03 | 5.41 | 15.01 | 46.09 | 127.76 | 4.94 | 13.69 | 42.54 | 117.91 |
| FFr SI | 2.85 | 7.89 | 56.62 | 156.93 | 3.32 | 9.20 | 61.38 | 170.14 | 3.02 | 8.37 | 57.55 | 159.53 | 3.06 | 8.49 | 58.57 | 162.34 |
| Pur SI | 2.58 | 7.16 | 32.61 | 90.39 | 4.46 | 12.37 | 53.87 | 149.33 | 3.62 | 10.03 | 44.87 | 124.36 | 3.62 | 10.05 | 44.8 | 124.17 |
| Symmetry ratio gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed SR | 0.04 | 0.10 | 3.47 | 9.61 | 0.03 | 0.08 | 2.92 | 8.10 | 0.03 | 0.09 | 3.08 | 8.54 | 0.03 | 0.09 | 3.18 | 8.80 |
| cadence SR | 0.02 | 0.06 | 2.30 | 6.39 | 0.04 | 0.10 | 3.50 | 9.70 | 0.03 | 0.08 | 2.72 | 7.54 | 0.03 | 0.08 | 2.91 | 8.06 |
| slength SR | 0.03 | 0.08 | 2.82 | 7.80 | 0.02 | 0.06 | 2.17 | 6.03 | 0.03 | 0.07 | 2.56 | 7.11 | 0.03 | 0.07 | 2.54 | 7.04 |
| swing SR | 0.03 | 0.08 | 3.03 | 8.39 | 0.04 | 0.10 | 3.72 | 10.31 | 0.04 | 0.10 | 3.63 | 10.07 | 0.03 | 0.09 | 3.47 | 9.61 |
| stance SR | 0.02 | 0.05 | 1.75 | 4.84 | 0.02 | 0.06 | 2.12 | 5.87 | 0.02 | 0.06 | 2.07 | 5.74 | 0.02 | 0.06 | 1.98 | 5.48 |
| LDr SR | 0.08 | 0.22 | 7.64 | 21.19 | 0.08 | 0.22 | 7.58 | 21.02 | 0.08 | 0.22 | 7.61 | 21.11 | 0.08 | 0.22 | 7.59 | 21.04 |
| FFr SR | 0.04 | 0.11 | 4.01 | 11.12 | 0.04 | 0.12 | 4.50 | 12.48 | 0.03 | 0.10 | 3.60 | 9.99 | 0.04 | 0.11 | 4.05 | 11.22 |
| Pur SR | 0.05 | 0.13 | 4.38 | 12.15 | 0.06 | 0.16 | 5.44 | 15.07 | 0.04 | 0.12 | 4.25 | 11.78 | 0.05 | 0.14 | 4.71 | 13.05 |

Abbreviations: SEM = standard error of measurement, MDC = Minimum detectable change, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio, Pur = Push ratio, SI = symmetry index, SR = symmetry ratio, N = normalized

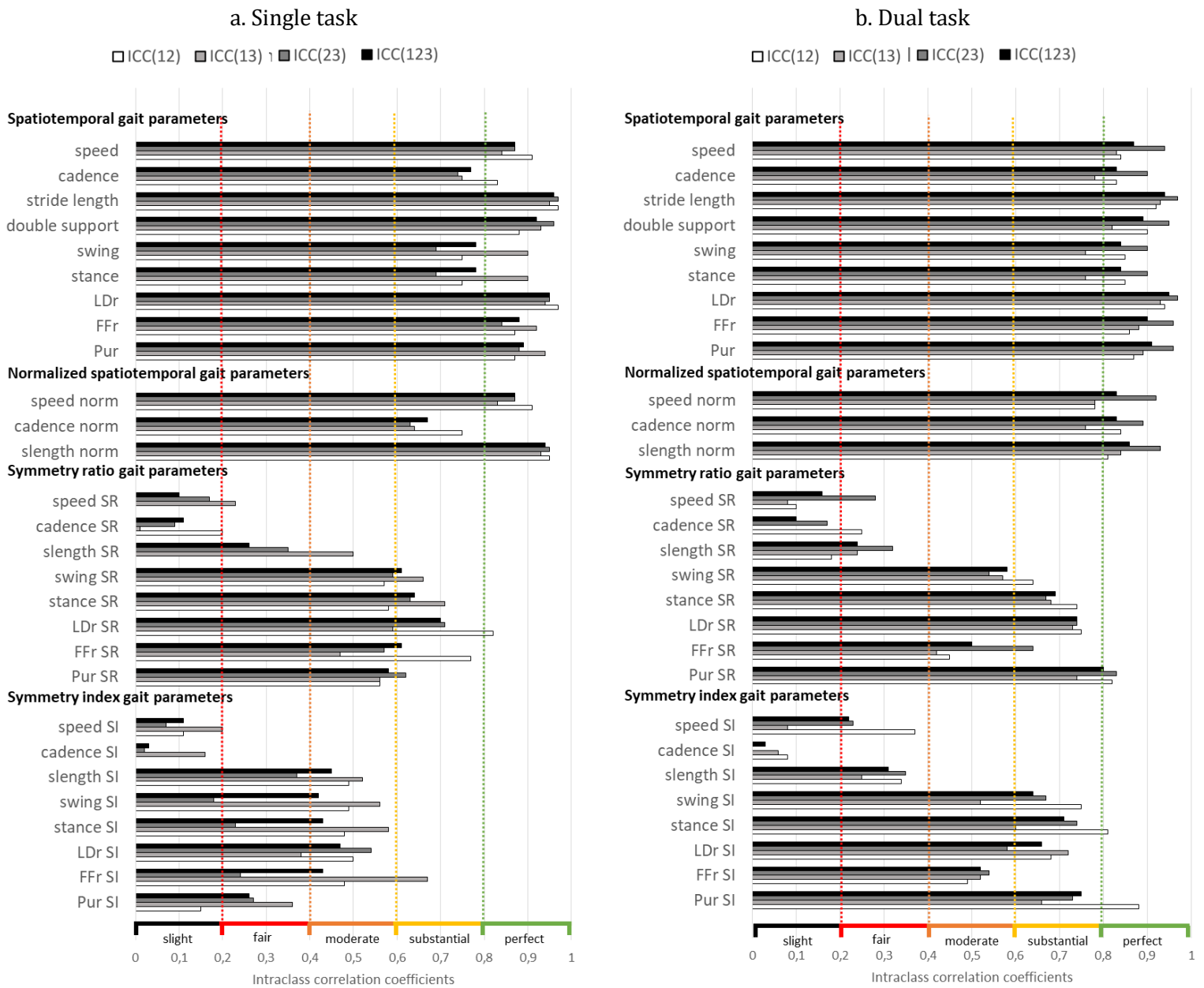
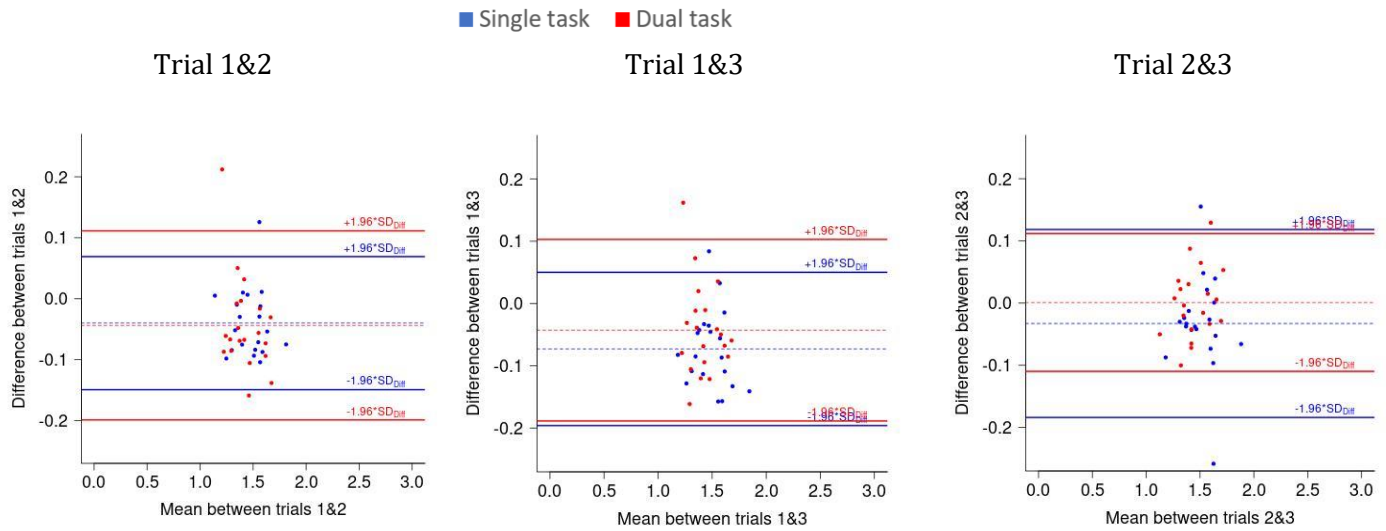


Figure 1. Intra-class correlation coefficients calculated with the means of trial 1-2, 1-3, 2-3 and 1-2-3 in single-task (a) and dual-task (b) conditions ; Dotted color lines correspond to relative reliability thresholds with: slight (black: $0.00 < ICC < 0.2$), fair (red: $0.21 < ICC < 0.4$), moderate (orange: $0.41 < ICC < 0.6$), substantial (yellow: $0.61 < ICC < 0.8$), and almost perfect (green: $0.81 < ICC < 1.0$) reliability ⁴⁹

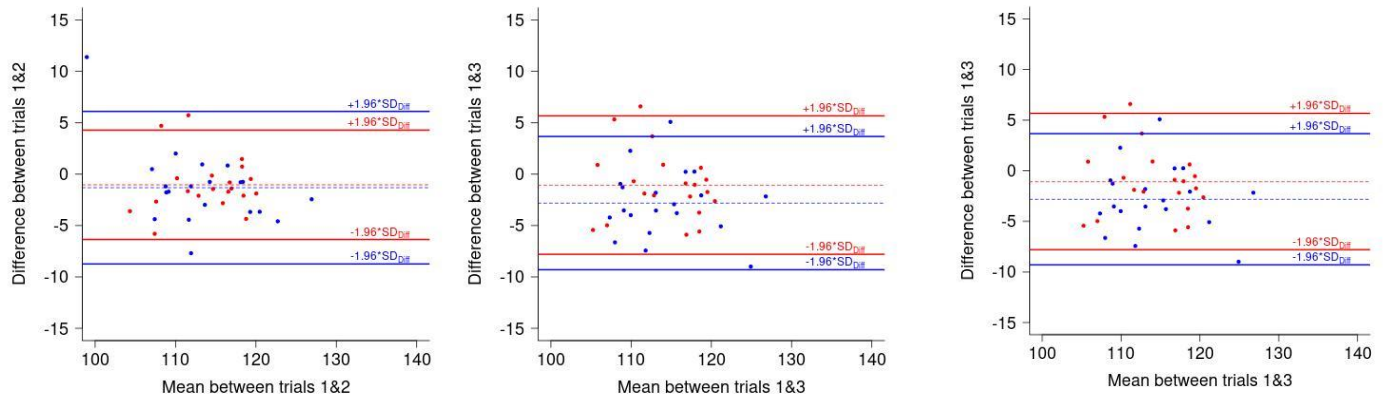
Abbreviations: length = stride length, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio, Pur = Push ratio, SI = symmetry index, SR = symmetry ratio

ratio

Speed



Cadence



Stride length

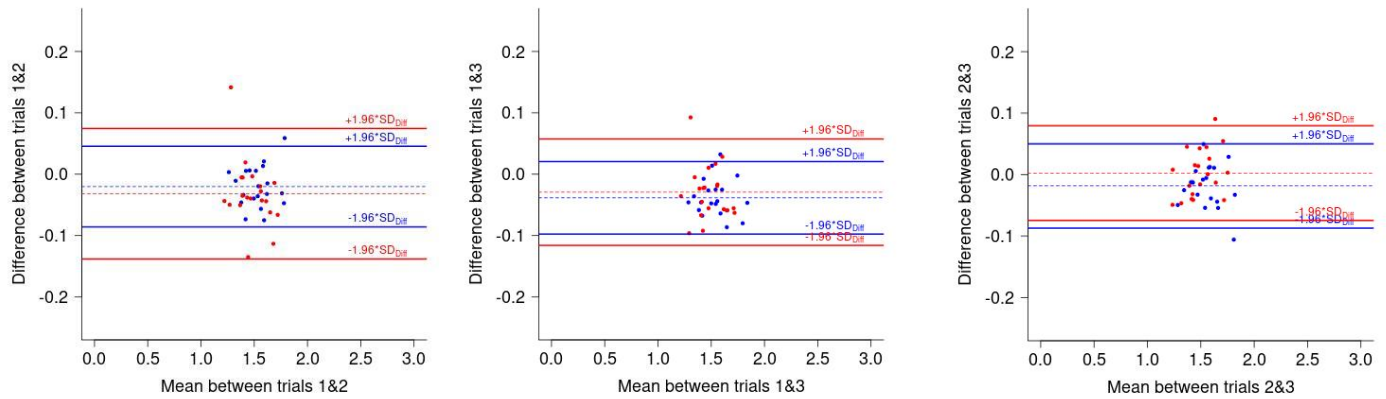


Figure 2. Bland and Altman plots for speed, stride length and cadence in single task (blue) and dual task (red) for trial 1 and 2, 1 and 3 and 2 and 3

Table 6. Intraclass correlation coefficients (ICC) and limits of agreement (LOA) values for dual task effects (DTE) and DTE percentage of gait parameters

| | ICC 12 (lb - ub) | LOA (lb - ub) | ICC 13 (lb - ub) | LOA (lb - ub) | ICC 23 (lb - ub) | LOA (lb - ub) | ICC(123) |
|---|---------------------|------------------|---------------------|------------------|---------------------|------------------|---------------------|
| DTE for spatiotemporal gait parameters | | | | | | | |
| speed | 0.84 (0.68 - 0.92) | (-0.16 - 0.17) | 0.77 (0.56 - 0.89) | (-0.21 - 0.15) | 0.70 (0.45 - 0.85) | (-0.24 - 0.17) | 0.77 (0.62 - 0.88) |
| cadence | 0.59 (0.29 - 0.79) | (-9.49 - 8.93) | 0.47 (0.15 - 0.71) | (-10.58 - 7.07) | 0.26 (-0.11 - 0.57) | (-13.32 - 10.37) | 0.44 (0.21 - 0.66) |
| stride length | 0.81 (0.64 - 0.91) | (-0.10 - 0.13) | 0.82 (0.65 - 0.91) | (-0.12 - 0.10) | 0.80 (0.61 - 0.90) | (-0.13 - 0.09) | 0.81 (0.68 - 0.90) |
| DS | 0.80 (0.62 - 0.90) | (-2.80 - 3.00) | 0.44 (0.09 - 0.69) | (-4.69 - 4.15) | 0.54 (0.23 - 0.76) | (-4.15 - 3.41) | 0.61 (0.41 - 0.78) |
| swing | 0.06 (-0.32 - 0.42) | (-3.60 - 4.26) | 0.27 (-0.10 - 0.58) | (-2.92 - 3.26) | 0.00 (-0.37 - 0.37) | (-4.40 - 4.08) | 0.08 (-0.12 - 0.35) |
| stance | 0.06 (-0.32 - 0.42) | (-4.26 - 3.60) | 0.27 (-0.10 - 0.58) | (-3.26 - 2.92) | 0.00 (-0.37 - 0.37) | (-4.08 - 4.40) | 0.08 (-0.12 - 0.35) |
| LDr | 0.55 (0.24 - 0.76) | (-2.32 - 2.28) | 0.44 (0.09 - 0.69) | (-2.55 - 2.04) | 0.60 (0.30 - 0.79) | (-2.05 - 1.58) | 0.53 (0.31 - 0.72) |
| FFr | 0.19 (-0.19 - 0.52) | (-6.93 - 7.23) | 0.45 (0.10 - 0.70) | (-3.92 - 4.99) | 0.36 (-0.01 - 0.64) | (-5.80 - 6.57) | 0.31 (0.08 - 0.56) |
| Pur | 0.19 (-0.19 - 0.52) | (-5.61 - 5.35) | 0.44 (0.09 - 0.69) | (-3.78 - 3.22) | 0.27 (-0.10 - 0.58) | (-5.43 - 5.13) | 0.27 (0.05 - 0.53) |
| DTE% for spatiotemporal gait parameters | | | | | | | |
| speed | 0.82 (0.64 - 0.91) | (-11.84 - 11.96) | 0.72 (0.48 - 0.86) | (-15.34 - 11.16) | 0.71 (0.47 - 0.85) | (-14.97 - 10.68) | 0.75 (0.60 - 0.87) |
| cadence | 0.50 (0.17 - 0.73) | (-9.57 - 9.36) | 0.44 (0.11 - 0.69) | (-9.44 - 6.30) | 0.18 (-0.19 - 0.51) | (-12.86 - 9.93) | 0.37 (0.14 - 0.60) |
| stride length | 0.80 (0.61 - 0.90) | (-7.50 - 8.82) | 0.80 (0.62 - 0.90) | (-8.16 - 7.01) | 0.82 (0.65 - 0.91) | (-8.08 - 5.60) | 0.81 (0.68 - 0.90) |
| DS | 0.80 (0.62 - 0.90) | (-13.89 - 15.28) | 0.46 (0.12 - 0.71) | (-23.19 - 20.86) | 0.58 (0.28 - 0.78) | (-21.63 - 17.91) | 0.62 (0.43 - 0.79) |
| swing | 0.02 (-0.36 - 0.38) | (-9.63 - 11.45) | 0.26 (-0.11 - 0.57) | (-7.36 - 8.30) | 0.00 (-0.37 - 0.37) | (-11.50 - 10.63) | 0.06 (-0.14 - 0.32) |
| stance | 0.08 (-0.29 - 0.44) | (-6.82 - 5.78) | 0.28 (-0.10 - 0.59) | (-5.39 - 4.86) | 0.00 (-0.37 - 0.37) | (-6.67 - 7.18) | 0.10 (-0.10 - 0.36) |
| LDr | 0.60 (0.30 - 0.79) | (-19.69 - 17.19) | 0.50 (0.18 - 0.73) | (-21.39 - 14.54) | 0.61 (0.32 - 0.8) | (-17.35 - 13.00) | 0.57 (0.36 - 0.75) |
| FFr | 0.21 (-0.16 - 0.54) | (-12.57 - 13.37) | 0.46 (0.11 - 0.71) | (-7.69 - 9.65) | 0.39 (0.03 - 0.66) | (-10.84 - 12.01) | 0.34 (0.11 - 0.58) |
| Pur | 0.14 (-0.24 - 0.48) | (-16.91 - 16.98) | 0.39 (0.03 - 0.66) | (-10.76 - 8.97) | 0.24 (-0.14 - 0.56) | (-16.92 - 15.06) | 0.22 (0.00 - 0.48) |

Abbreviations: DTE = dual task effects, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio, Pur = Push ratio

Table 7. Standard error of measurement (SEM) and minimal detectable change (MDC) for DTE and DTE percentage for trial 1-2-3

| | Trial 1 & 2 | | | | Trial 1 & 3 | | | | Trial 2 & 3 | | | | Trial 1 & 2 & 3 | | | |
|---|-------------|-------|---------|---------|-------------|-------|----------|----------|-------------|-------|----------|----------|-----------------|-------|---------|---------|
| | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) | SEM | MDC | SEM (%) | MDC (%) |
| DTE for spatiotemporal gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed | 0.06 | 0.16 | 126.19 | 349.79 | 0.07 | 0.18 | 104.62 | 289.98 | 0.07 | 0.21 | 122.45 | 339.42 | 0.07 | 0.18 | 117.28 | 325.09 |
| cadence | 3.22 | 8.92 | 498.11 | 1380.69 | 3.28 | 9.09 | 3662.49 | 10151.91 | 4.27 | 11.84 | 1854.83 | 5141.32 | 3.62 | 10.05 | 3331.00 | 9233.07 |
| stride length | 0.04 | 0.11 | 78.12 | 216.53 | 0.04 | 0.11 | 61.05 | 169.23 | 0.04 | 0.11 | 71.09 | 197.04 | 0.04 | 0.11 | 69.42 | 192.42 |
| DS | 1.01 | 2.81 | 197.19 | 546.58 | 1.56 | 4.31 | 475.75 | 1318.71 | 1.34 | 3.73 | 354.92 | 983.78 | 1.32 | 3.66 | 324.54 | 899.59 |
| swing | 1.40 | 3.88 | 737.45 | 2044.12 | 1.09 | 3.02 | 404.00 | 1119.83 | 1.48 | 4.11 | 1419.36 | 3934.25 | 1.34 | 3.71 | 712.40 | 1974.67 |
| stance | 1.40 | 3.88 | 737.45 | 2044.12 | 1.09 | 3.02 | 404.00 | 1119.83 | 1.48 | 4.11 | 1419.36 | 3934.25 | 1.34 | 3.71 | 712.40 | 1974.67 |
| LDr | 0.80 | 2.23 | 173.66 | 481.35 | 0.82 | 2.28 | 238.15 | 660.12 | 0.65 | 1.81 | 195.17 | 540.99 | 0.76 | 2.11 | 200.04 | 554.49 |
| FFr | 2.49 | 6.89 | 379.25 | 1051.24 | 1.60 | 4.44 | 344.80 | 955.72 | 2.18 | 6.05 | 563.33 | 1561.46 | 2.12 | 5.87 | 421.78 | 1169.10 |
| Pur | 1.92 | 5.33 | 998.55 | 2767.84 | 1.24 | 3.43 | 1039.32 | 2880.86 | 1.85 | 5.14 | 3540.55 | 9813.91 | 1.70 | 4.71 | 1398.41 | 3876.20 |
| DTE% for spatiotemporal gait parameters | | | | | | | | | | | | | | | | |
| speed | 4.14 | 11.48 | 158.63 | 439.71 | 4.83 | 13.38 | 131.03 | 363.19 | 4.70 | 13.02 | 128.48 | 356.12 | 4.56 | 12.63 | 137.4 | 380.85 |
| cadence | 3.31 | 9.17 | 439.94 | 1219.46 | 2.93 | 8.12 | 14994.32 | 41562.14 | 4.12 | 11.41 | 12533.95 | 34742.33 | 3.49 | 9.67 | 1417.44 | 3928.95 |
| stride length | 2.88 | 7.98 | 87.10 | 241.44 | 2.67 | 7.40 | 68.03 | 188.58 | 2.52 | 7.00 | 70.23 | 194.68 | 2.69 | 7.45 | 74.51 | 206.52 |
| DS | 5.10 | 14.13 | 149.98 | 415.71 | 7.74 | 21.46 | 313.57 | 869.18 | 7.02 | 19.46 | 249.26 | 690.93 | 6.69 | 18.55 | 231.15 | 640.73 |
| swing | 3.76 | 10.43 | 936.00 | 2594.45 | 2.76 | 7.66 | 446.21 | 1236.84 | 3.84 | 10.64 | 2318.51 | 6426.59 | 3.51 | 9.74 | 887.62 | 2460.37 |
| stance | 2.24 | 6.22 | 647.31 | 1794.26 | 1.81 | 5.00 | 380.79 | 1055.48 | 2.43 | 6.74 | 1135.14 | 3146.44 | 2.18 | 6.04 | 631.48 | 1750.38 |
| LDr | 6.49 | 18.00 | 136.88 | 379.40 | 6.65 | 18.44 | 181.93 | 504.28 | 5.49 | 15.23 | 181.26 | 502.42 | 6.24 | 17.28 | 163.65 | 453.62 |
| FFr | 4.56 | 12.63 | 410.23 | 1137.10 | 3.11 | 8.62 | 378.81 | 1050.01 | 4.02 | 11.14 | 647.06 | 1793.56 | 3.93 | 10.91 | 462.37 | 1281.63 |
| Pur | 5.95 | 16.49 | 752.32 | 2085.33 | 3.51 | 9.73 | 1078.75 | 2990.16 | 5.64 | 15.65 | 1646.36 | 4563.46 | 5.14 | 14.26 | 1057.93 | 2932.44 |

Abbreviations: DTE = dual task effects, SEM = standard error of measurement, MDC = minimum detectable change, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio

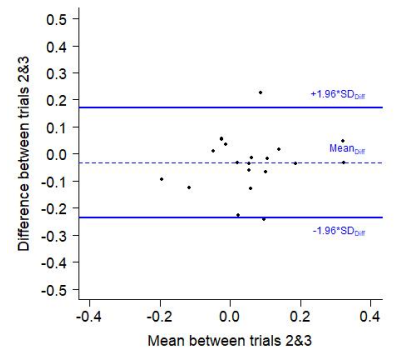
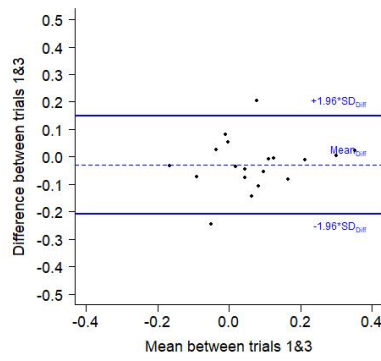
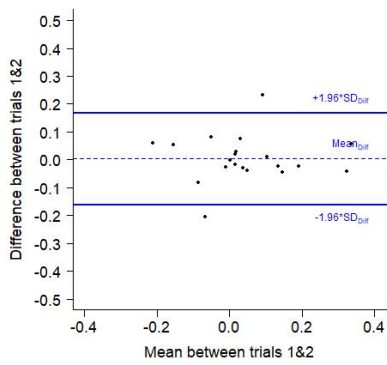
Supplementary data

Spatio-temporal gait parameters obtained from foot-worn inertial sensors are reliable in healthy adults in single- and dual-task conditions

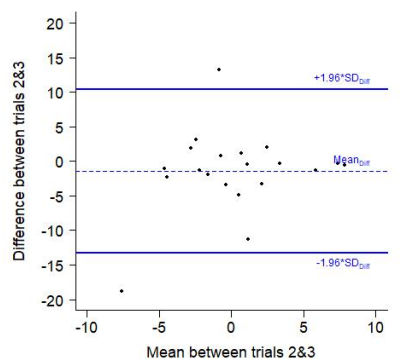
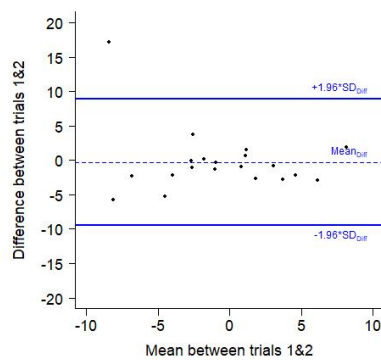
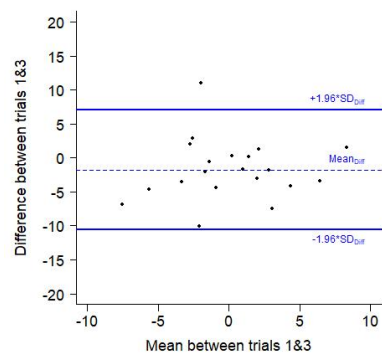


Figure S1: Placement of foot-worn inertial Physilog® sensors

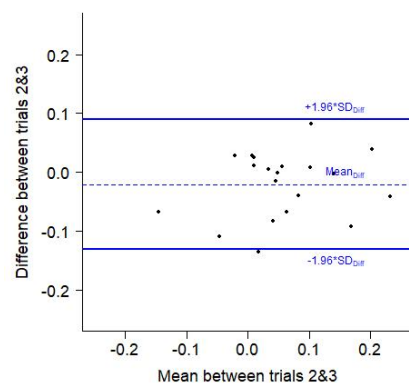
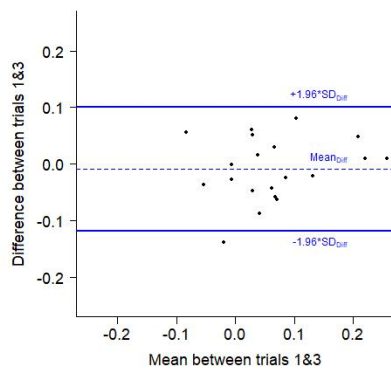
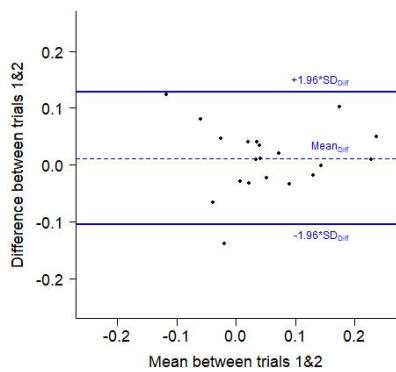
Speed DTE



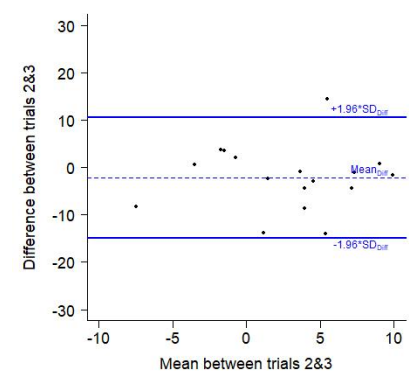
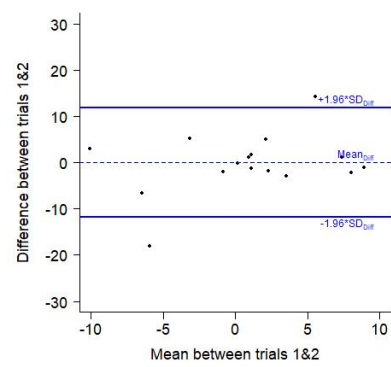
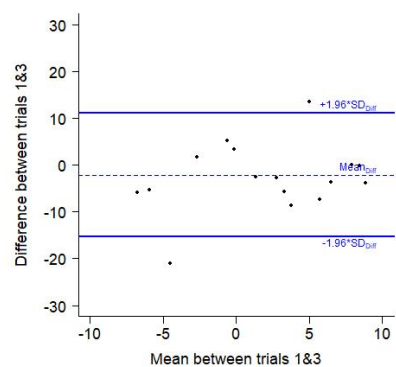
Cadence DTE



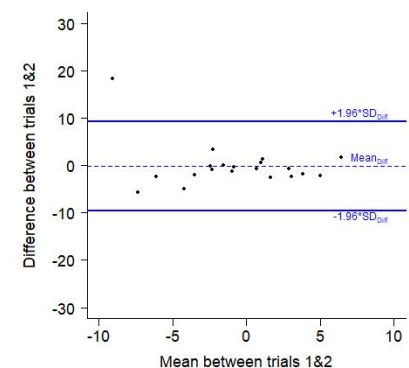
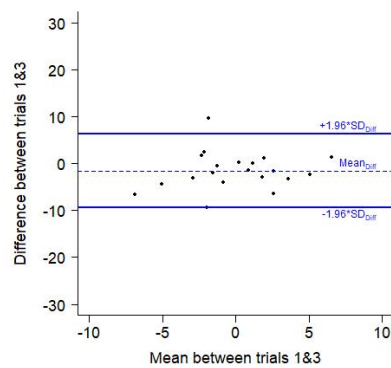
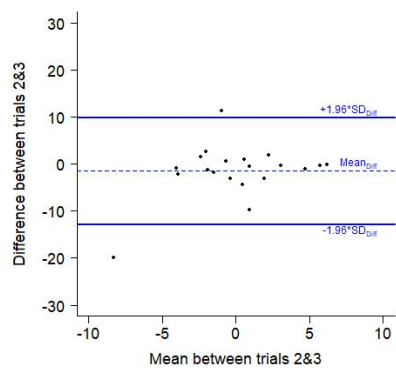
Stride length DTE



Speed DTE%



Cadence DTE%



Stride length DTE%

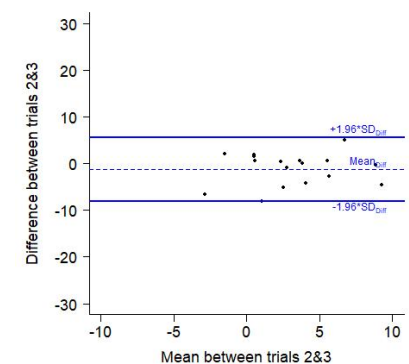
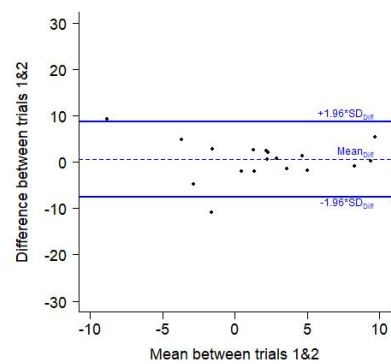
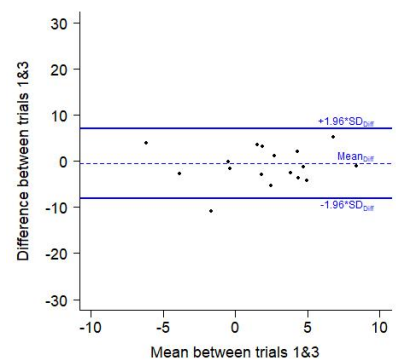


Figure S2: Bland and Altman plots for speed, stride length and cadence dual task effects (DTE) and DTE% for trial 1 and 2, 1 and 3 and 2 and 3

La seconde étude de reproductibilité sur la population de patients atteints de SpA a fait l'objet d'un article publié dans une revue internationale à comité de lecture :

Contribution 6 : Soulard J., Vaillant J., Balaguier R., Baillet A., Gaudin P., Vuillerme N. *Foot-Worn Inertial Sensors Are Reliable to Assess Spatiotemporal Gait Parameters in Axial Spondyloarthritis under Single and Dual Task Walking in Axial Spondyloarthritis*. *Sensors* 2020. <https://doi.org/10.3390/s20226453>.

Résumé

L'objectif de cette étude était de (1) évaluer la reproductibilité relative et absolue des paramètres de marche en simple et en double tâche chez des patients atteints de SpA, et (2) évaluer la reproductibilité relative et absolue des effets de la double tâche (DTE) et (3) déterminer le nombre d'essais nécessaires pour obtenir des données reproductibles chez des patients atteints de SpA.

Vingt patients atteints de SpA réalisaient un test de marche de 10 mètres en simple et en double tâche avec 3 essais par condition. Les paramètres de marche spatio-temporels, de symétrie et les DTE étaient calculés à partir de capteur inertiels disposés sur les pieds. La reproductibilité relative (coefficients de corrélation intraclass-ICC) et absolue (erreur standard de mesure-SEM et changement minimum détectable-MDC) était calculée pour ces paramètres dans chaque condition.

Les paramètres spatio-temporels de la marche montraient une reproductibilité bonne à excellente dans les deux conditions ($0.59 < ICC < 0.90$). La reproductibilité des paramètres de symétrie et de DTE était faible. Les ICC, SEM et MDC étaient meilleurs lorsque la moyenne du 2^{ème} et 3^{ème} essai était utilisée.

Les paramètres spatio-temporels de la marche issus de capteurs inertiels disposés sur le pied dans la SpA en simple et double tâche sont reproductibles. Cependant, les paramètres de symétrie et de DTE étaient moins reproductibles et doivent être interprétés avec précaution. Finalement, une meilleure reproductibilité était retrouvée lorsque la moyenne des 2^{ème} et 3^{ème} essais était utilisée.

Foot-worn inertial sensors are reliable to assess spatiotemporal gait parameters in axial spondyloarthritis under single and dual task walking in axial spondyloarthritis

Abstract

The aim of this study was (1) to evaluate the relative and absolute reliability of gait parameters during walking in single- and dual-task conditions in patients with axial spondyloarthritis (axSpA), (2) to evaluate the absolute and relative reliability of dual task effects (DTE) parameters, and (3) to determine the number of trials required to ensure reliable gait assessment, in patients with axSpA. Twenty patients with axSpA performed a 10-m walk test in single- and dual-task conditions, three times for each condition. Spatiotemporal, symmetry, and DTE gait parameters were calculated from foot-worn inertial sensors. The relative reliability (intraclass correlation coefficients-ICC) and absolute reliability (standard error of measurement-SEM and minimum detectable change-MDC) were calculated for these parameters in each condition. Spatiotemporal gait parameters showed good to excellent reliability in both conditions ($0.59 < \text{ICC} < 0.90$). The reliability of symmetry and DTE parameters was low. ICC, SEM, and MDC were better when using the mean of the second and the third trials. Spatiotemporal gait parameters obtained from foot-worn inertial sensors assessed in patients with axSpA in single- and dual-task conditions are reliable. However, symmetry and DTE parameters seem less reliable and need to be interpreted with caution. Finally, better reliability of gait parameters was found when using the mean of the 2nd and the 3rd trials.

Keywords: ankylosing spondylitis; spondylarthritis; walking; wearable sensors; 10-m walk test; reliability; manual task; dual-task

Introduction

Gait is a fundamental human motor activity [1] and allows for movement from place to place in daily life, and thus social participation [2]. Assessing gait does offer undeniable prospects in a clinical setting. For instance, slow gait speed (i.e., <1.0 m/s) is indeed associated to three times greater limitations in social participation [2]. Furthermore, gait outcomes can be used to quantify therapeutic interventions [3], or predict diverse outcomes including falls [4], cognitive decline [5], or mortality [6].

To assess gait performance, wearable inertial sensors are now affordable, transportable, and easy to use [7]. These devices advantageously allow for the computation of spatiotemporal gait parameters and could help to better evaluate gait characteristics in clinical practice [7]. Wearable inertial sensors can be placed, for instance, on the trunk, shank, or feet to perform gait assessment in a corridor, using devices easily transportable between care units. Wearable sensors allow for the analysis of multiple gait cycles in longer distances than laboratory-based gait assessments, which could even be performed continuously in a patients' home in an ecological environment. Moreover, to better adapt gait test to the motor-cognitive challenges that occur during every-day ambulation, dual-tasking paradigms are widely used in the clinical setting [8]. This consists of "the concurrent performance of two tasks that can be performed independently and have distinct and separate goals" [9] and was considered as closer to daily-living walking [10]. The use of gait dual-tasking paradigm has been shown to allow better classification and diagnosis in various populations such as patients with neurologic disorders (i.e., Parkinson disease [11], multiple sclerosis [12] or stroke [13]), with knee pain [14] or osteoarthritis [15], or older adults with cognitive impairment [16] or at risk of falls [17,18]. Dual task effects (DTE) assess the change in performance on the primary task (e.g., gait) while concurrently performing a secondary task (e.g., counting backward, carrying a full cup of water...) [19].

To separate disease or treatments effects to measurement errors of the system (i.e., inertial sensors), the reliability of these devices has to be evaluated [20]. More precisely, the intra-session reliability refers to the reliability of different trials performed during the same session [21,22]. It is recommended to better describe the sources and magnitudes of errors in gait analysis [21,23] and to compare performances between groups at a single time point [24]. Intra-session reliability can favorably be used to assess the number of trials to ensure reliable measurements [25–28] to further optimize gait assessments in clinical practice. The relative reliability (i.e., intraclass correlation coefficients (ICC)) and the absolute reliability (i.e., standard error of measurement (SEM) and minimum detectable change (MDC)) have complementary to be reported and are crucial in rehabilitation to interpret changing scores in patients [29]. Axial spondyloarthritis (axSpA) is a chronic rheumatic disease, which affects the vertebral column and sacroiliac joints [30]. This disease can lead to postural changes such as loss of lumbar lordosis, exaggeration of thoracic kyphosis, and difficulty in looking upwards [31]. Static and dynamic postural changes [32–34] and foot abnormalities [35] can also be associated, and thus have consequences on spatiotemporal and kinematic gait parameters, i.e., gait performance [36]. Previous studies [37–40] reported decreased lower limb angles in the sagittal plane and decreased pelvic tilt associated to lower variability among patients with axSpA compared to healthy controls [41]. However, to the best of our knowledge, no study has assessed the reliability of gait assessments in this population.

Thus, the aim of this study was to evaluate the intra-session reliability of gait assessment with foot-worn wearable inertial sensors, in single- and dual-task conditions, in patients with axSpA. More precisely, the aims were (1) to evaluate the relative and absolute reliability of gait parameters during walking in single- and dual-task conditions in patients with axSpA, (2) to evaluate the absolute and relative reliability of DTE parameters, and (3) to determine the number of trials required to ensure reliable gait assessment, in patients with axSpA.

Materials and Methods

Participants

Inclusion criteria were previously described [42]: (i) age between 18 to 65 years, (ii) diagnosis of axSpA according to ASAS/EULAR criteria [43] or ankylosing spondylitis according to Van der Linden et al. [44], (iii) ability to walk 180 m without technical help, and (iv) stable treatment for at least 12 months.

All participants signed informed consent and approved to participate in the FOLOMI study (Function, Locomotion, Measurement and Inflammation), a prospective longitudinal study [42]. The study was approved by local ethic committee (CPP Ile De France 1, RCB: 2017-A03468-45, date of agreement: 17 July 2018, Last version: V6.0, 17 June 2020) and is registered in Clinical trials (NCT03761212). The present study respects the GRRAS guidelines regarding psychometric studies [45].

The sample size was calculated using sample size calculator [46,47] with a minimum acceptable reliability of 0.6, expected reliability of 0.85, significance level of 0.05, power of 80%, and 3 repetitions per subject, giving a sample size of 18.

Experimental protocol

Patients' characteristics (age, weight, height, body mass index) and disease characteristics (disease duration, pain intensity at time of evaluation assessed with visual analogue scale, BASDAI, BASFI, and morning stiffness) were collected.

Gait was assessed at least 2 hours from the end of morning stiffness of the patients as morning stiffness can have consequences on functional limitations [48]. A 10-meter walk test (10 MWT) was performed on a 14-m walkway, at comfortable walking speed [49], in single- and dual-task conditions (3 trials per condition). In the dual-task condition, participants had to carry a full cup of water in their dominant hand with the following instruction: "perform both tasks as well as possible" [50,51]. The examiner noted whether there was any spillage of water [51]. Gait assessments were performed by the same examiner (JS). Participants wore walking shoes, with 2 inertial measurement units with tri-axial accelerometers and gyroscopes (Physilog5®, 200 Hz, BioAGM, Gait Up, CH), placed above both feet (behind the base of the fifth metatarsal) [52].

Spatiotemporal gait parameters

Spatiotemporal gait parameters were calculated with the Gait Analysis Software (V5.3.0) provided by Gait Up (CH) [53]. The two first and last steps were removed from the analysis [54,55] and at least 16 steps were included in the analysis [56].

After checking for non-significant differences between spatiotemporal gait parameters of left and right feet, the mean of left and right feet for each parameter was calculated:

- Speed (m.s⁻¹): Mean walking stride velocity of forward walking.
- Cadence (step/minute): Number of steps in a minute.
- Stride length (m): Distance between two consecutive footprints on the ground, from the heel of a foot to the heel of the same foot, one cycle after.
- Swing (%): Portion of the cycle during which the foot is in the air and does not touch the ground.
- Stance (%): Portion of the cycle during which part of the foot touches the ground.
- Double support (%): Portion of the cycle where both feet touch the ground.
- Load (%): Portion of the stance between the heel strike and the foot being flat on the ground.
- Foot Flat (%): Portion of the stance where the foot is fully flat on the ground.
- Push (%): Portion of the stance between the foot being flat on the ground and the toe leaving the ground at take-off.

In order to remove the variability between subject associated with size [57], speed, cadence, and stride length were normalized to have non dimensional values using the formula proposed by Hof [58] and Pinzone et al. [57]:

$$\text{Normalized speed (speed } N) = \frac{\text{Speed}}{\sqrt{gl_0}}$$

where g denotes the acceleration of gravity ($=9.81 \text{ m/s}^2$) and l_0 leg length.

$$\text{Normalized cadence (cadence } N) = \text{Cadence} * \sqrt{\frac{l_0}{g}}$$

where g is the acceleration of gravity and l_0 leg length.

$$\text{Normalized stride length (stride length } N) = \frac{\text{stride length}}{l_0}$$

where l_0 denotes leg length

Symmetry gait parameters

The symmetry index (SI) is the most commonly used and cited parameters [59]. It assesses symmetry between left and right feet, with a value of 0% indicating full symmetry and a value of 100% indicating asymmetry. *SI* was calculated with the following formula for each of the spatiotemporal gait parameter (except double support) [59]:

$$\text{Symmetry Index (SI)} = \frac{|X_L - X_R|}{0.5 \times (X_L + X_R)} \times 100\%$$

where X_L is the value of each parameter of left foot and X_R the value of each parameter of right foot.

The symmetry ratio (SR), described as easier to interpret and recommended on the basis of potential clinical utility in stroke patients [60] was also computed. A *SR* of 1 indicates full symmetry, while a *SR* of 2.0 on gait speed indicates that the right foot is twice faster than left foot. It was calculated with the following formula for each of the spatiotemporal gait parameter (except double support) [60]:

$$\text{Symmetry ratio (SR)} = \frac{X_R}{X_L}$$

where X_L denotes the value of each spatiotemporal gait parameter of left foot and X_R the value of each spatiotemporal gait parameter of right foot.

Dual task effects parameters

To assess the influence of the addition of a secondary attention demanding task on gait, the dual task effect (*DTE*) was also calculated [9,51]. *DTE* is the relative measure of change in performance [61]. *DTE* calculated while walking and carrying a cup has previously been shown to be more reliable than when calculated while walking and performing a cognitive task [62]. *DTE* was calculated from mean parameters as proposed by [51]:

$$DTE = \text{single task performance} - \text{dual task performance} \quad (1)$$

DTE has the same unit as the gait parameter that is used in the calculation. A negative value of *DTE* for gait speed, cadence, stride length, swing, and foot flat is associated to better performance in the dual-task, while a negative value for stance, double support, load, and push is associated to worse performance in the dual-task [51].

DTE can also be calculated as a percentage, being unit-less, and permitting comparison between parameters [51]:

$$DTE \% = \frac{\text{single task performance} - \text{dual task performance}}{\text{single task performance}} \times 100 \quad (2)$$

The same interpretation as *DTE* can be done regarding positive and negative *DTE*% values.

Data analysis

Spatiotemporal gait parameters and symmetry gait parameters in single- and dual-task conditions, and *DTE* and *DTE*% values were normally distributed (Shapiro-Wilk normality test). To estimate the magnitude of the systematic difference in gait parameters between trials 1-2, trials 1-3, trials 2-3, 95% confidence interval (CI) of the mean difference (*MeanDiff*) were used. CI was calculated with the following formula:

$$CI = \text{MeanDiff} \pm tn - 1 \times \sqrt{\left(\frac{SDDiff}{n}\right)}$$

where n corresponds to the number of participants and $tn - 1$ corresponds to the value of t distribution with $n - 1$ of freedom.

A repeated measures analysis of variance (RM-ANOVA) with the number of trials used as within subject factor was performed on gait parameters, ICC and SEM values. When significant effect of the number of trials was found, a Tukey post-hoc test was used to compare differences between trials. ICC, SEM, and MDC were used to compute the relative and absolute reliability across the trials 1-2-3 in each condition (single- and dual-task).

The relative reliability was evaluated by the calculation of a 2-way fixed ICC_{2,1} (for absolute agreement). ICC values inferior to 0 were considered as poor reliability, between 0.01 to 0.2 as slight, between 0.21–0.4 as fair, between 0.41–0.6 as moderate, 0.61–0.8 as substantial, and 0.81–1.00 as almost perfect [63]. SEM, with the same unit as gait parameters, corresponds to the absolute measure of the variability of the errors of measurements and informs on the precision of gait parameters of individual participants [64]. SEM was calculated with the following formula [65]:

$$SEM = SD\sqrt{1 - ICC} \quad (3)$$

where *SD* is the standard deviation of the parameters from all patients, and *ICC* the relative reliability.

MDC is the minimum value for which a difference can be considered as “real”, and was generated with the formula:

$$MDC = SEM \times 1.96 \times \sqrt{2} \quad (4)$$

SEM% and *MDC%* were also calculated as a percentage of mean for each parameter.

Bland and Altman plots of the differences between trials against their mean and limits of agreements (LOA) were used to assess the magnitude of disagreement between trials. A difference between trials outside the LOA can be considered as real change.

ICC, *SEM* (3), *MDC* (4), *SEM%*, and *MDC%* were calculated with the same formula for *DTE* (1) and *DTE%* (2) [66].

Results

Twenty patients with axSpA (10 first men and 10 first women included in FOLOMI study) were included in the present study. Patients were 44.9 (10.7) years old, 169.0 (8.7) cm height, 74.9 (15.1) body weight, with a disease duration of 11.2 (9.5) years. Pain intensity at the time of evaluation was 3.3 (2.5) and morning stiffness was about 32.5 (32.3) minutes. BASDAI was 3.3 (1.9) and BASFI was 3.1 (2.0).

Intra-session relative and absolute reliability of spatiotemporal gait parameters

Tables 1 and 2 show, respectively, the means and standard deviations of spatiotemporal gait parameters obtained in the single- and the dual-task conditions for each trial, the mean of the three trials, and *p*-values obtained from RM-ANOVA with differences between trials.

Tables 3 and 4 show relative (ICC) and absolute (SEM% and MDC%) reliability of spatiotemporal gait parameters for each trial, respectively, in single and dual-task conditions.

All ICC values for spatiotemporal and normalized gait parameters were above 0.81 in single- and dual-task conditions, except for swing, stance, and double support percentage in single-task condition where ICC values were above 0.61 (Tables 3 and 4). MDC% values were comprised between 2.19% and 22.95% for these parameters in single- and dual-task conditions.

Symmetry ratio parameters reliability was low but was acceptable when using the 2nd and 3rd trials (0.40 < ICC < 0.83, 4.63 < MDC% < 25.06 in single-task; 0.00 < ICC < 0.79, 3.50 < MDC% < 20.17 in dual-task), while symmetry index parameters reliability was weaker (0.25 < ICC < 0.75, 121.08 < MDC% < 298.61 in single-task; 0.00 < ICC < 0.79, 86.38 < MDC% < 395.84 in dual-task). Supplementary Tables S1 and S2 present limits of agreement, SEM and MDC values for the spatiotemporal and symmetry parameters in single- and dual-task conditions.

Supplementary Figure S1 presents Bland and Altman plots for speed, cadence, and stride length parameters in single- and dual-task conditions.

Intra-Session Relative and Absolute Reliability of Dual Task Effects Parameters

Tables 5 and 6 show respectively means and standard deviations of dual task effects and dual task effects percentages of spatiotemporal gait parameters for each trial, the mean of the 3 trials, and *p*-values obtained from RM-ANOVA with differences between trials.

Tables 7 and 8 show reliability of DTE and DTE% for each spatiotemporal gait parameters using ICC, SEM, and MDC.

ICC values for the speed, stride length DTE and DTE% were above 0.61.

ICC values for the cadence, load ratio DTE and DTE% were comprised between 0.41 and 0.8.

ICC values for the foot flat and push ratios, and swing, stance, and double support percentage DTE and DTE% were under 0.6.

Swing, stance, and double support percentages DTE% showed better reliability for trials 2-3 with ICC values comprised between 0.49 and 0.59. DTE% parameters showed better relative reliability (i.e., higher ICC) than DTE parameters.

Supplementary Tables S3 and S4 present limits of agreement, SEM, and MDC values for DTE and DTE% of spatiotemporal gait parameters.

Supplementary Figure S1 presents Bland and Altman plots for speed, cadence, and stride length DTE parameters.

Number of trials to ensure reliable measurements

The mean values of gait parameters obtained in the single- and dual-task conditions were not significantly different between trials whatever the conducted comparisons with *p*-values ranging from 0.73 to 1.0 (Tables 1 and 2). Same results are observed with DTE and DTE% where no statistically differences were found.

The comparisons of means of ICC between trials showed that slightly higher ICC and lower SEM and MDC were obtained when pooling gait parameters from the second and the third trials, compared to the first and second trials, to the first and third trials, or to the three trials in the single- and the dual-task conditions.

Discussion

The study demonstrated excellent intra-session reliability of spatiotemporal and normalized gait parameters assessed by foot-worn inertial sensors under single and dual-task walking in patients with axSpA. This study also gives SEM and MDC of basic spatiotemporal gait parameters, in single- and dual-task conditions, for this population. The reliability was better for the second and the third trials, suggesting that the first trial could be considered as a warming before real assessments. The present study demonstrated low reliability of symmetry gait parameters and dual task effects obtained from spatiotemporal gait parameters.

Reliability of gait parameters in patients with axSpA

Gait parameters measured in patients with axSpA were reliable in both single- and dual-task conditions. Although the population is different, this result is in line with previous reviews reporting good to excellent reliability of single and dual-task assessments in older adults [67] or patients with neurological conditions [68]. We showed that relative reliability of spatiotemporal and gait parameters obtained in single- and dual-task conditions, as assessed by ICC, was considered as excellent for most of the parameters ($0.81 < \text{ICC} < 0.98$). The swing (%), stance (%) and double support (%) times were slightly less reliable than the other spatiotemporal gait parameters, but showed still moderate to perfect reliability ($0.59 < \text{ICC} < 0.90$). Symmetry gait parameters showed low relative reliability (Tables 5 and 6) in line with results reported from previous studies with healthy participants [3,69–71]. Symmetry ratio presented better reliability than symmetry index, notably for the second and third trials with ICC comprised between 0.40 and 0.83 considered as moderate to substantial reliability.

SEM and MDC were acceptable in single- and dual-task conditions. For spatiotemporal and symmetry ratio parameters, a change of 2–25% of performance ($2.19 < \text{MDC}\% < 25.06$) could be identified but lower absolute reliability was found for symmetry index parameters ($86.38 < \text{MDC}\% < 395.84$). These results are comparable to those reported in recent studies in which Physilog® inertial sensors were also to measured spatiotemporal gait parameters [52,72]. Indeed,

Lefebvre et al. in 2019 reported a test retest reliability of gait parameters at self-selected comfortable speed on a 12-m walkway, with 20-min break between sessions in patients after a stroke using foot-worn sensors. Comparable results were reported with ICC values ranging from 0.546 to 0.985, with lower reliability for stance and swing phase percentage (0.547) [52].

Lower reliability of these parameters was explained by less apparent negative peaks in foot pitch angular velocity related to weakened foot lifters, leading to lower detection of heel strike and/or toe off. Standard error of measurement (SEM) observed in the present study (SEM values comprised from 0.01 to 1.93 in single task, Supplementary Table S1) were lower than those reported by Lefebvre et al. in patients post stroke [52] with SEM values comprised between 0.038 and 4.344. Most of the higher values of SEM, obtained in Lefebvre et al. study [52], were those of paretic leg of patients with stroke and was partly explained by poor heel strike or toe-off detection of this leg by inertial sensors leading to higher error of measurement. Another study used Physilog® inertial sensors attached to each shank in patients with diabetes walking on a 50-m tarred pathway and calculated the inter- and intra-session reliability at preferred walking speed [72]. Intra-session relative reliability was comprised between 0.938 and 0.976 for cadence, speed, gait cycle time, stride length, stance phase and double support. However, the intra-session absolute reliability was not reported [72].

Reliability of dual task effects of gait parameters in patients with axSpA

Dual task effects are used to assess the cost of performing another task while walking [51,61]. In the present study, we tested the intra-session reliability of DTE and DTE% in patients with axSpA. Although DTE parameter is frequently used as an outcome in gait studies [13,17,51,73], it is interesting to note that, to the best of our knowledge, its reliability has never been studied in patients with axSpA. Our results showed that the reliability of DTE and DTE% was variable and dependent of the parameter used. The relative reliability was considered as poor to substantial ($0.00 < ICC < 0.82$) for DTE, and was better for DTE% ($0.00 < ICC > 0.85$). The absolute reliability of DTE ranged respectively from 0.03 to 4.79 for SEM, and from 0.09 to 13.29 for MDC, and of DTE% from 1.41 to 12.23 for SEM and 3.92 to 33.89 for MDC.

If the inter-session reliability of DTE parameters has already been partly assessed in healthy individuals [66,67,74] and pathological populations [13,62,66,68,75–77], only few studies have assessed the intra-session reliability of DTE parameters, only in healthy populations [78]. In this study [78], two trials were performed when walking on a 30-m walkway in single- and dual-task (texting) conditions using body worn sensor in 31 healthy young adults (age: 22.5 ± 2.1 , 19 females). Gait speed and texting DTE reliability were calculated and relative reliability (ICC) was comprised between 0.76 and 0.91 for gait speed DTE, and 0.03 and 0.22 for texting DTE. Absolute reliability (SEM) was comprised between 3.15 and 4.29 for gait speed DTE and 26.02 and 31.06 for texting DTE. The low relative reliability of DTE could be explained by the addition of measurement errors of single- and dual-task that tend to inflation when combined to obtain DTE [66]. Patients with axSpA we have tested in the present study were asked not to prioritize one task (gait or carry the full cup of water) and may have presented several strategies managing the dual task [67]. Indeed, better inter-session reliability was found when healthy subjects were given instructions about how to prioritize their attention [78]. Taken together, our results suggest that researchers and clinicians should be aware of the poor reliability of DTE among axSpA, particularly for some spatiotemporal gait parameters (e.g., swing, stance, and double support percentages in the present study) and should use speed or stride length which had better DTE reliability.

Number of trials to ensure reliable measurements

The reliability of gait parameters was substantial to perfect in the single- and the dual-task conditions. Interestingly, we further observed better ICC (i.e., higher), SEM and MDC (i.e., lower) when using gait parameters calculated during the second and the third trials. The reliability was lower when using the first and second trials, the first and third or the three trials. Most of studies on gait used the average of three trials in various populations (e.g., healthy [50,79] or pathological [80]), but the number of trials necessary to obtain reliable measurements has been poorly investigated [28,81].

Our results showed that the first trial appears less reliable than the mean of the second and third trials. This is in line with results reported in previous studies [28,81]. For instance, in the study of Brach et al. conducted with 558 healthy older adults, the reliability of gait variability was better when calculated from two 4-m walks than from a single 4-m walk using a Gait Mat II system [81]. These authors explained that by increasing the number of steps in the analysis, it increases the sample size, producing more accurate measure of the real width of the distribution [81]. As well, in the study of Fransen et al. performed on 41 patients with knee osteoarthritis, authors reported greater reliability when using trials 2 and 3 compared to trials 1 and 2 [28]. They also found that the reliability was not increased by increasing the number of trials from two to three, or from two to five. Following these results, these authors advised to allow a familiarization trial at each self-selected walking speed [28].

Taken together, these results and ours suggest that the mean of two trials should be used for better reliability of spatiotemporal gait parameters and the first trial should be used, like other studies, as a warming trial (e.g., “The first trial was an exercise to get accustomed to walking protocol and that was not included in further signal analysis” [3]).

Limitations and Perspectives

This study presents several limitations. First, axSpA being a heterogeneous disease [82], the included population ($n = 20$; disease duration: 11 years) could hence not represent the entire population of axSpA. Moreover, patients presented pain at time at measurements (pain intensity: 3.3) that has been previously reported to influence spatiotemporal gait parameters [83]. Furthermore, only one concurrent and non-verbal task (i.e., a manual task) has been used to assess the reliability of gait performance in dual-task conditions, while gait alterations are dependent of the complexity of the concurrent task [84]. Further, the reliability in the present study was assessed during one session (intra- or within-session reliability), which does not allow the calculation of inter-session reliability.

Further studies should focus on the assessment of the reliability of gait parameters obtained from foot-worn inertial sensors in other clinical tests that are commonly used in patients with axSpA, like the timed up and go or the 6-min walk test [41,85], and for the assessment of inter-session reliability.

Conclusions

This study showed that spatiotemporal and symmetry ratio gait parameters measured with foot-worn inertial sensors in patients with axSpA had good reliability in both single- and dual-task walking conditions. This study also provides SEM and MDC values for this population that could be used for future interventions on gait performance. Our findings further suggest that the first trial of each condition could be considered as a warming trial, and the second and the third trials should be averaged to ensure the best reliability of gait measurements in patients with axSpA. Symmetry index and dual task effects parameters reliability was considered as poor, suggesting that clinicians and researchers should be careful when using these outcomes.

References

1. Bouisset, S.; Maton, B. *Muscles, Posture et Mouvement: Bases et Applications de la Méthode Electromyographique*; Hermann: Paris, France, 1996; ISBN 978-2-7056-6191-5.
2. Warren, M.; Ganley, K.J.; Pohl, P.S. The association between social participation and lower extremity muscle strength, balance, and gait speed in US adults. *Prev. Med. Rep.* **2016**, *4*, 142–147, doi:10.1016/j.pmedr.2016.06.005.
3. Byun, S.; Han, J.W.; Kim, T.H.; Kim, K.W. Test-Retest Reliability and Concurrent Validity of a Single Tri-Axial Accelerometer-Based Gait Analysis in Older Adults with Normal Cognition. *PLoS ONE* **2016**, *11*, e0158956, doi:10.1371/journal.pone.0158956.
4. Marques, N.R.; Spinoso, D.H.; Cardoso, B.C.; Moreno, V.C.; Kuroda, M.H.; Navega, M.T. Is it possible to predict falls in older adults using gait kinematics? *Clin. Biomech.* **2018**, *59*, 15–18, doi:10.1016/j.clinbiomech.2018.08.006.

5. Beauchet, O.; Launay, C.P.; Sekhon, H.; Barthelemy, J.-C.; Roche, F.; Chabot, J.; Levinoff, E.J.; Allali, G. Association of increased gait variability while dual tasking and cognitive decline: Results from a prospective longitudinal cohort pilot study. *GeroScience* **2017**, *39*, 439–445, doi:10.1007/s11357-017-9992-8.
6. Veronese, N.; Stubbs, B.; Volpato, S.; Zuliani, G.; Maggi, S.; Cesari, M.; Lipnicki, D.M.; Smith, L.; Schofield, P.; Firth, J.; et al. Association between gait speed with mortality, cardiovascular disease and cancer: a systematic review and meta-analysis of prospective cohort studies. *J. Am. Med. Dir. Assoc.* **2018**, *19*, 981–988.e7, doi:10.1016/j.jamda.2018.06.007.
7. Iosa, M.; Picerno, P.; Paolucci, S.; Morone, G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Rev. Med. Devices* **2016**, *13*, 641–659, doi:10.1080/17434440.2016.1198694.
8. Mirelman, A.; Shema, S.; Maidan, I.; Hausdorff, J.M. Gait. *Handb. Clin. Neurol.* **2018**, *159*, 119–134, doi:10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0.
9. McIsaac, T.L.; Lamberg, E.M.; Muratori, L.M. Building a Framework for a Dual Task Taxonomy. Available online: <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/591475/> (accessed on 14 January 2020).
10. Hillel, I.; Gazit, E.; Nieuwboer, A.; Avanzino, L.; Rochester, L.; Cereatti, A.; Croce, U.D.; Rikkert, M.O.; Bloem, B.R.; Pelosin, E.; et al. Is every-day walking in older adults more analogous to dual-task walking or to usual walking? Elucidating the gaps between gait performance in the lab and during 24/7 monitoring. *Eur. Rev. Aging Phys. Act.* **2019**, *16*, 6, doi:10.1186/s11556-019-0214-5.
11. Raffegeau, T.E.; Krehbiel, L.M.; Kang, N.; Thijs, F.J.; Altmann, L.J.P.; Cauraugh, J.H.; Hass, C.J. A meta-analysis: Parkinson’s disease and dual-task walking. *Parkinsonism Relat. Disord.* **2019**, *62*, 28–35, doi:10.1016/j.parkreldis.2018.12.012.
12. Rooney, S.; Ozkul, C.; Paul, L. Correlates of dual-task performance in people with multiple sclerosis: A systematic review. *Gait Posture* **2020**, *81*, 172–182, doi:10.1016/j.gaitpost.2020.07.069.
13. Yang, L.; Lam, F.M.; Huang, M.; He, C.; Pang, M.Y. Dual-task mobility among individuals with chronic stroke: Changes in cognitive-motor interference patterns and relationship to difficulty level of mobility and cognitive tasks. *Eur. J. Phys. Rehabil. Med.* **2018**, *54*, 526–535, doi:10.23736/S1973-9087.17.04773-6.
14. Abdallat, R.; Sharouf, F.; Button, K.; Al-Amri, M. Dual-Task Effects on Performance of Gait and Balance in People with Knee Pain: A Systematic Scoping Review. *J. Clin. Med.* **2020**, *9*, 1554, doi:10.3390/jcm9051554.
15. Uzunkulaoğlu, A.; Kerim, D.; Ay, S.; Ergin, S. Effects of single-task versus dual-task training on balance performance in elderly patients with knee osteoarthritis. *Arch. Rheumatol.* **2020**, *35*, 35–40, doi:10.5606/ArchRheumatol.2020.7174.
16. Bishnoi, A.; Hernandez, M.E. Dual task walking costs in older adults with mild cognitive impairment: A systematic review and meta-analysis. *Aging Ment. Health* **2020**, 1–12, doi:10.1080/13607863.2020.1802576.
17. Montero-Odasso, M.; Muir, S.W.; Speechley, M. Dual-task complexity affects gait in people with mild cognitive impairment: The interplay between gait variability, dual tasking, and risk of falls. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2012**, *93*, 293–299, doi:10.1016/j.apmr.2011.08.026.
18. Springer, S.; Giladi, N.; Peretz, C.; Yogev, G.; Simon, E.S.; Hausdorff, J.M. Dual-tasking effects on gait variability: The role of aging, falls, and executive function. *Mov. Disord. Off. J. Mov. Disord. Soc.* **2006**, *21*, 950–957, doi:10.1002/mds.20848.
19. Bayot, M.; Dujardin, K.; Tard, C.; Defebvre, L.; Bonnet, C.T.; Allart, E.; Delval, A. The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiol. Clin. Clin. Neurophysiol.* **2018**, *48*, 361–375, doi:10.1016/j.neucli.2018.10.003.
20. Kluge, F.; Gaßner, H.; Hannink, J.; Pasluosta, C.; Klucken, J.; Eskofier, B.M. Towards mobile gait analysis: concurrent validity and test-retest reliability of an inertial measurement system for the assessment of spatio-temporal gait parameters. *Sensors* **2017**, *17*, 1522, doi:10.3390/s17071522.

21. Lachin, J.M. The role of measurement reliability in clinical trials. *Clin. Trials* **2004**, *1*, 553–566, doi:10.1191/1740774504cn0570a.
22. Wedege, P.; Steffen, K.; Strøm, V.; Opheim, A.I. Reliability of three-dimensional kinematic gait data in adults with spinal cord injury. *J. Rehabil. Assist. Technol. Eng.* **2017**, *4*, doi:10.1177/2055668317729992.
23. Leszczewska, J.; Czaprowski, D.; Pawłowska, P.; Białobrzeska, K.; Gębicka, A.; Kotwicki, T. Inter-examiner, intra-session and inter-session reliability of gait measurement. *Stud. Health Technol. Inform.* **2012**, *176*, 155–158.
24. Girard, O.; Brocherie, F.; Morin, J.-B.; Millet, G.P. Intrasession and intersession reliability of running mechanics during treadmill sprints. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2016**, *11*, 432–439, doi:10.1123/ijsp.2015-0145.
25. Balaguier, R.; Madeleine, P.; Vuillerme, N. Is one trial sufficient to obtain excellent pressure pain threshold reliability in the low back of asymptomatic individuals? a test-retest study. *PLoS ONE* **2016**, *11*, e0160866, doi:10.1371/journal.pone.0160866.
26. Monaghan, K.; Delahunt, E.; Caulfield, B. Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait Posture* **2007**, *25*, 303–315, doi:10.1016/j.gaitpost.2006.04.011.
27. Bloch, M.L.; Jønsson, L.R.; Kristensen, M.T. Introducing a third timed up & go test trial improves performances of hospitalized and community-dwelling older individuals. *J. Geriatr. Phys. Ther.* **2017**, *40*, 121–126, doi:10.1519/JPT.0000000000000080.
28. Franssen, M.; Crosbie, J.; Edmonds, J. Reliability of gait measurements in people with osteoarthritis of the knee. *Phys. Ther.* **1997**, *77*, 944–953, doi:10.1093/ptj/77.9.944.
29. Haley, S.M.; Fragala-Pinkham, M.A. Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Phys. Ther.* **2006**, *86*, 735–743, doi:10.1093/ptj/86.5.735.
30. Bohn, R.; Cooney, M.; Deodhar, A.; Curtis, J.R.; Golembesky, A. Incidence and prevalence of axial spondyloarthritis: Methodologic challenges and gaps in the literature. *Clin. Exp. Rheumatol.* **2018**, *36*, 263–274.
31. Batur, E.B.; Karataş, G.K. Do postural changes affect balance in patients with ankylosing spondylitis? *J. Rehabil. Med.* **2017**, *49*, 437–440, doi:10.2340/16501977-2230.
32. Vergara, M.E.; O’Shea, F.D.; Inman, R.D.; Gage, W.H. Postural control is altered in patients with ankylosing spondylitis. *Clin. Biomech.* **2012**, *27*, 334–340, doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.10.016.
33. Aydog, E.; Depedibi, R.; Bal, A.; Eksioğlu, E.; Unlü, E.; Cakci, A. Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. *Rheumatology* **2006**, *45*, 445–448, doi:10.1093/rheumatology/kei192.
34. Bot, S.D.; Caspers, M.; Van Royen, B.J.; Toussaint, H.M.; Kingma, I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: A pilot study. *Rheumatology* **1999**, *38*, 441–443.
35. Koca, T.T.; Göğebakan, H.; Koçyiğit, B.F.; Nacitarhan, V.; Yildir, C.Z. Foot functions in ankylosing spondylitis. *Clin. Rheumatol.* **2018**, doi:10.1007/s10067-018-4386-6.
36. Soulard, J.; Vuillerme, N.; Vaillant, J. Gait characteristics in patients with ankylosing spondylitis: Protocol for a systematic review. *JMIR Res. Protoc.* **2019**, *8*, e12470, doi:10.2196/12470.
37. Zebouni, L.; Helliwell, P.S.; Howe, A.; Wright, V. Gait analysis in ankylosing spondylitis. *Ann. Rheum. Dis.* **1992**, *51*, 898–899.
38. Mangone, M.; Scettri, P.; Paoloni, M.; Procaccianti, R.; Spadaro, A.; Santilli, V. Pelvis-shoulder coordination during level walking in patients with ankylosing spondylitis. *Gait Posture* **2011**, *34*, 1–5, doi:10.1016/j.gaitpost.2011.02.002.
39. Del Din, S.; Carraro, E.; Sawacha, Z.; Guiotto, A.; Bonaldo, L.; Masiero, S.; Cobelli, C. Impaired gait in ankylosing spondylitis. *Med. Biol. Eng. Comput.* **2011**, *49*, 801–809, doi:10.1007/s11517-010-0731-x.
40. Zhang, G.; Li, J.; Xia, Z.; Xu, W. The gait deviations of ankylosing spondylitis with hip involvement. *Clin. Rheumatol.* **2019**, *38*, 1163–1175, doi:10.1007/s10067-018-4401-y.

41. Soulard, J.; Vaillant, J.; Agier, C.-T.; Vuillerme, N. Gait Characteristics in patients with ankylosing spondylitis—A systematic review. *J. Clin. Exp. Rheumatol.* **2020**, PMID: 33025884.
42. Soulard, J.; Vuillerme, N.; Gaudin, P.; Grange, L.; Baillet, A.; Cracowski, J.-L.; Juvin, R.; Vaillant, J. Gait as predictor of physical function in axial spondyloarthritis: The prospective longitudinal FOLOMI (Function, Locomotion, Measurement, Inflammation) study protocol. *Rheumatol. Int.* **2019**, doi:10.1007/s00296-019-04396-4.
43. Sieper, J.; Rudwaleit, M.; Baraliakos, X.; Brandt, J.; Braun, J.; Burgos-Vargas, R.; Dougados, M.; Hermann, K.-G.; Landewé, R.; Maksymowych, W.; et al. The Assessment of SpondyloArthritis international Society (ASAS) handbook: A guide to assess spondyloarthritis. *Ann. Rheum. Dis.* **2009**, *68* (Suppl. 2), ii1-44, doi:10.1136/ard.2008.104018.
44. van der Linden, S.; Valkenburg, H.A.; Cats, A. Evaluation of diagnostic criteria for ankylosing spondylitis. A proposal for modification of the New York criteria. *Arthritis Rheum.* **1984**, *27*, 361–368, doi:10.1002/art.1780270401.
45. Kottner, J.; Audigé, L.; Brorson, S.; Donner, A.; Gajewski, B.J.; Hróbjartsson, A.; Roberts, C.; Shoukri, M.; Streiner, D.L. Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) were proposed. *J. Clin. Epidemiol.* **2011**, *64*, 96–106, doi:10.1016/j.jclinepi.2010.03.002.
46. Wnarifin.Github.io > Sample Size Calculator. Available online: <https://wnarifin.github.io/ssc/ssicc.html> (accessed on 6 August 2020).
47. Walter, S.D.; Eliasziw, M.; Donner, A. Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat. Med.* **1998**, *17*, 101–110, doi:10.1002/(SICI)1097-0258(19980115)17:1<101::AID-SIM727>3.0.CO;2-E.
48. Song, Y.; Wang, C.; Chen, H. Functional limitation and associated factors in outpatients with ankylosing spondylitis in Southwest China. *Clin. Rheumatol.* **2017**, *36*, 871–877, doi:10.1007/s10067-017-3563-3.
49. Graham, J.E.; Ostir, G.V.; Fisher, S.R.; Ottenbacher, K.J. Assessing walking speed in clinical research: A systematic review. *J. Eval. Clin. Pract.* **2008**, *14*, 552–562, doi:10.1111/j.1365-2753.2007.00917.x.
50. Beauchet, O.; Allali, G.; Sekhon, H.; Verghese, J.; Guilain, S.; Steinmetz, J.-P.; Kressig, R.W.; Barden, J.M.; Szturm, T.; Launay, C.P.; et al. Guidelines for assessment of gait and reference values for spatiotemporal gait parameters in older adults: The biomathics and canadian gait consortiums Initiative. *Front. Hum. Neurosci.* **2017**, *11*, 353, doi:10.3389/fnhum.2017.00353.
51. Yang, L.; He, C.; Pang, M.Y.C. Reliability and validity of dual-task mobility assessments in people with chronic stroke. *PLoS ONE* **2016**, *11*, doi:10.1371/journal.pone.0147833.
52. Lefebvre, N.; Degelaen, M.; Truyers, C.; Safin, I.; Beckwee, D. Validity and reproducibility of inertial physilog sensors for spatiotemporal gait analysis in patients with stroke. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* **2019**, *27*, 1865–1874, doi:10.1109/TNSRE.2019.2930751.
53. Dadashi, F.; Mariani, B.; Rochat, S.; Büla, C.J.; Santos-Eggimann, B.; Aminian, K. Gait and foot clearance parameters obtained using shoe-worn inertial sensors in a large-population sample of older adults. *Sensors* **2014**, *14*, 443–457, doi:10.3390/s140100443.
54. Truong, P.H.; Lee, J.; Kwon, A.-R.; Jeong, G.-M. Stride counting in human walking and walking distance estimation using insole sensors. *Sensors* **2016**, *16*, doi:10.3390/s16060823.
55. Anwary, A.R.; Yu, H.; Vassallo, M. An automatic gait feature extraction method for identifying gait asymmetry using wearable sensors. *Sensors* **2018**, *18*, doi:10.3390/s18020676.
56. Hollman, J.H.; Childs, K.B.; McNeil, M.L.; Mueller, A.C.; Quilter, C.M.; Youdas, J.W. Number of strides required for reliable measurements of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. *Gait Posture* **2010**, *32*, 23–28, doi:10.1016/j.gaitpost.2010.02.017.
57. Pinzone, O.; Schwartz, M.H.; Baker, R. Comprehensive non-dimensional normalization of gait data. *Gait Posture* **2016**, *44*, 68–73, doi:10.1016/j.gaitpost.2015.11.013.
58. Hof, A. Scaling gait data to body size. *Gait Posture* **1996**, *4*, 222–223, doi:10.1016/0966-6362(95)01057-2.

59. Błażkiewicz, M.; Wiszomirska, I.; Wit, A. Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait. *Acta Bioeng. Biomech.* **2014**, *16*, 29–35.
60. Patterson, K.K.; Gage, W.H.; Brooks, D.; Black, S.E.; McIlroy, W.E. Evaluation of gait symmetry after stroke: A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture* **2010**, *31*, 241–246, doi:10.1016/j.gaitpost.2009.10.014.
61. Kelly, V.E.; Janke, A.A.; Shumway-Cook, A. Effects of instructed focus and task difficulty on concurrent walking and cognitive task performance in healthy young adults. *Exp. Brain Res. Exp. Hirnforsch Exp. Cereb.* **2010**, *207*, 65–73, doi:10.1007/s00221-010-2429-6.
62. Veldkamp, R.; Romberg, A.; Hämläinen, P.; Giffroy, X.; Moumdjian, L.; Leone, C.; Feys, P.; Baert, I. Test-retest reliability of cognitive-motor interference assessments in walking with various task complexities in persons with multiple sclerosis. *Neurorehabil. Neural Repair* **2019**, *33*, 623–634, doi:10.1177/1545968319856897.
63. Landis, J.R.; Koch, G.G. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* **1977**, *33*, 159–174.
64. Harvill, L.M. Standard error of measurement. *Educ. Meas. Issues Pract.* **1991**, *10*, 33–41, doi:10.1111/j.1745-3992.1991.tb00195.x.
65. Walton, D.M.; Macdermid, J.C.; Nielson, W.; Teasell, R.W.; Chiasson, M.; Brown, L. Reliability, standard error, and minimum detectable change of clinical pressure pain threshold testing in people with and without acute neck pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2011**, *41*, 644–650, doi:10.2519/jospt.2011.3666.
66. Venema, D.M.; Hansen, H.; High, R.; Goetsch, T.; Siu, K.-C. Minimal detectable change in dual-task cost for older adults with and without cognitive impairment. *J. Geriatr. Phys. Ther.* **2001** **2018**, doi:10.1519/JPT.0000000000000194.
67. Yang, L.; Liao, L.R.; Lam, F.M.H.; He, C.Q.; Pang, M.Y.C. Psychometric properties of dual-task balance assessments for older adults: A systematic review. *Maturitas* **2015**, *80*, 359–369, doi:10.1016/j.maturitas.2015.01.001.
68. Yang, L.; Lam, F.M.H.; Liao, L.R.; Huang, M.Z.; He, C.Q.; Pang, M.Y.C. Psychometric properties of dual-task balance and walking assessments for individuals with neurological conditions: A systematic review. *Gait Posture* **2017**, *52*, 110–123, doi:10.1016/j.gaitpost.2016.11.007.
69. Kobsar, D.; Charlton, J.M.; Tse, C.T.F.; Esculier, J.-F.; Graffos, A.; Krowchuk, N.M.; Thatcher, D.; Hunt, M.A. Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: A systematic review and meta-analysis. *J. Neuroeng. Rehabil.* **2020**, *17*, 62, doi:10.1186/s12984-020-00685-3.
70. Godfrey, A.; Del Din, S.; Barry, G.; Mathers, J.C.; Rochester, L. Instrumenting gait with an accelerometer: A system and algorithm examination. *Med. Eng. Phys.* **2015**, *37*, 400–407, doi:10.1016/j.medengphy.2015.02.003.
71. Del Din, S.; Godfrey, A.; Rochester, L. Validation of an accelerometer to quantify a comprehensive battery of gait characteristics in healthy older adults and parkinson's disease: Toward clinical and at home use. *IEEE J. Biomed. Health Inform.* **2016**, *20*, 838–847, doi:10.1109/JBHI.2015.2419317.
72. Allet, L.; Armand, S.; de Bie, R.A.; Golay, A.; Monnin, D.; Aminian, K.; de Bruin, E.D. Reliability of diabetic patients' gait parameters in a challenging environment. *Gait Posture* **2008**, *28*, 680–686, doi:10.1016/j.gaitpost.2008.05.006.
73. Hunter, S.W.; Divine, A.; Frengopoulos, C.; Montero Odasso, M. A framework for secondary cognitive and motor tasks in dual-task gait testing in people with mild cognitive impairment. *BMC Geriatr.* **2018**, *18*, 202, doi:10.1186/s12877-018-0894-0.
74. Saxena, S.; Majnemer, A.; Li, K.; Beauchamp, M.; Gagnon, I. A cross-sectional analysis on the effects of age on dual tasking in typically developing children. *Psychol. Res.* **2019**, *83*, 104–115, doi:10.1007/s00426-018-1126-0.
75. Chen, A.; Kirkland, M.C.; Wadden, K.P.; Wallack, E.M.; Ploughman, M. Reliability of gait and dual-task measures in multiple sclerosis. *Gait Posture* **2020**, *78*, 19–25, doi:10.1016/j.gaitpost.2020.03.004.

76. Decavel, P.; Moulin, T.; Sagawa, Y. Gait tests in multiple sclerosis: Reliability and cut-off values. *Gait Posture* **2019**, *67*, 37–42, doi:10.1016/j.gaitpost.2018.09.020.
77. Muhaidat, J.; Kerr, A.; Evans, J.J.; Skelton, D.A. The test-retest reliability of gait-related dual task performance in community-dwelling fallers and non-fallers. *Gait Posture* **2013**, *38*, 43–50, doi:10.1016/j.gaitpost.2012.10.011.
78. Plummer, P.; Grewal, G.; Najafi, B.; Ballard, A. Instructions and skill level influence reliability of dual-task performance in young adults. *Gait Posture* **2015**, *41*, 964–967, doi:10.1016/j.gaitpost.2015.03.348.
79. Brown, K.C.; Hanson, H.M.; Firmani, F.; Liu, D.; McAllister, M.M.; Merali, K.; Puyat, J.H.; Ashe, M.C. Gait speed and variability for usual pace and pedestrian crossing conditions in older adults using the gaitrite walkway. *Gerontol. Geriatr. Med.* **2015**, doi:10.1177/2333721415618858.
80. Afilalo, J.; Sharma, A.; Zhang, S.; Brennan, J.M.; Edwards, F.H.; Mack, M.J.; McClurken, J.B.; Cleveland, J.C.; Smith, P.K.; Shahian, D.M.; et al. Gait speed and 1-year mortality following cardiac surgery: A landmark analysis from the society of thoracic surgeons adult cardiac surgery database. *J. Am. Heart Assoc.* **2018**, *7*, e010139, doi:10.1161/JAHA.118.010139.
81. Brach, J.S.; Perera, S.; Studenski, S.; Newman, A.B. The reliability and validity of measures of gait variability in community-dwelling older adults. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* **2008**, *89*, 2293–2296, doi:10.1016/j.apmr.2008.06.010.
82. Stone, M.A.; Pomeroy, E.; Keat, A.; Sengupta, R.; Hickey, S.; Dieppe, P.; Gooberman-Hill, R.; Mogg, R.; Richardson, J.; Inman, R.D. Assessment of the impact of flares in ankylosing spondylitis disease activity using the Flare Illustration. *Rheumatology* **2008**, *47*, 1213–1218, doi:10.1093/rheumatology/ken176.
83. Najafi, S.; Rezasoltani, Z.; Abedi, M. Effects of mechanical low back pain in spatiotemporal parameters of gait. *J. Arch. Mil. Med.* **2018**, *6*, doi:10.5812/jamm.82816.
84. Smith, E.; Cusack, T.; Cunningham, C.; Blake, C. The influence of a cognitive dual task on the gait parameters of healthy older adults: A systematic review and meta-analysis. *J. Aging Phys. Act.* **2017**, *25*, 671–686, doi:10.1123/japa.2016-0265.
85. Çınar, E.; Akkoç, Y.; Karapolat, H.; Durusoy, R.; Keser, G. Postural deformities: Potential morbidities to cause balance problems in patients with ankylosing spondylitis? *Eur. J. Rheumatol.* **2016**, *3*, 5–9, doi:10.5152/eurjrheum.2015.15104.

Table 1. Mean and standard deviation (SD) of spatiotemporal, normalized (N) and symmetry (symmetry index-SI and symmetry ratio-SR) gait parameters obtained in the single-task condition, and ANOVA results.

| | Trial 1 | | Trial 2 | | Trial 3 | | Trial 1-2-3 | | T1-T2 | T1-T3 | T2-T3 |
|----------------------------------|---------|-------|---------|------|---------|------|-------------|------|---------|---------|---------|
| | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD | p-Value | p-Value | p-Value |
| Spatiotemporal parameters | | | | | | | | | | | |
| Speed | 1.24 | 0.20 | 1.26 | 0.20 | 1.27 | 0.19 | 1.26 | 0.19 | 0.95 | 0.86 | 0.97 |
| Cadence | 107.25 | 9.47 | 108.20 | 9.16 | 108.83 | 8.70 | 108.09 | 8.98 | 0.94 | 0.85 | 0.97 |
| Stride length | 1.37 | 0.17 | 1.38 | 0.17 | 1.38 | 0.17 | 1.38 | 0.17 | 0.97 | 0.95 | 1.00 |
| Swing | 38.03 | 1.69 | 37.96 | 1.29 | 38.15 | 1.54 | 38.05 | 1.49 | 0.99 | 0.97 | 0.92 |
| Stance | 61.97 | 1.69 | 62.04 | 1.29 | 61.85 | 1.54 | 61.95 | 1.49 | 0.99 | 0.97 | 0.92 |
| Double support | 23.49 | 3.51 | 23.62 | 2.36 | 23.35 | 2.54 | 23.49 | 2.81 | 0.99 | 0.99 | 0.95 |
| Load | 12.71 | 3.15 | 12.69 | 3.06 | 13.03 | 3.25 | 12.81 | 3.10 | 1.00 | 0.94 | 0.94 |
| Foot flat | 52.54 | 6.00 | 52.31 | 4.79 | 52.04 | 5.08 | 52.30 | 5.23 | 0.99 | 0.95 | 0.99 |
| Push | 34.75 | 4.00 | 35.00 | 2.79 | 34.94 | 3.39 | 34.90 | 3.37 | 0.97 | 0.98 | 1.00 |
| Normalized parameters | | | | | | | | | | | |
| Speed N | 0.42 | 0.06 | 0.42 | 0.06 | 0.43 | 0.06 | 0.42 | 0.06 | 0.95 | 0.85 | 0.97 |
| Cadence N | 32.38 | 2.77 | 32.58 | 2.73 | 32.77 | 2.56 | 32.58 | 2.65 | 0.97 | 0.89 | 0.97 |
| Stride length N | 1.52 | 0.16 | 1.54 | 0.16 | 1.54 | 0.16 | 1.54 | 0.16 | 0.96 | 0.93 | 0.99 |
| Symmetry index parameters | | | | | | | | | | | |
| Speed SI | 1.60 | 1.13 | 2.38 | 2.81 | 2.20 | 2.00 | 2.06 | 2.09 | 0.47 | 0.63 | 0.96 |
| Cadence SI | 1.01 | 1.13 | 1.50 | 3.03 | 1.62 | 2.97 | 1.38 | 2.51 | 0.82 | 0.73 | 0.99 |
| Stride length SI | 1.46 | 1.08 | 1.79 | 1.48 | 1.88 | 1.76 | 1.71 | 1.45 | 0.76 | 0.64 | 0.98 |
| Swing SI | 3.08 | 2.07 | 2.98 | 2.21 | 3.28 | 3.64 | 3.11 | 2.69 | 0.99 | 0.97 | 0.94 |
| Stance SI | 1.87 | 1.23 | 1.80 | 1.27 | 1.96 | 2.06 | 1.88 | 1.54 | 0.99 | 0.98 | 0.95 |
| Load SI | 10.45 | 10.12 | 13.72 | 9.69 | 13.08 | 8.64 | 12.42 | 9.45 | 0.53 | 0.66 | 0.98 |
| Foot flat SI | 3.66 | 2.55 | 5.24 | 4.25 | 4.83 | 4.64 | 4.58 | 3.91 | 0.42 | 0.62 | 0.94 |
| Push SI | 6.11 | 4.86 | 6.42 | 5.70 | 5.93 | 5.75 | 6.15 | 5.36 | 0.98 | 0.99 | 0.96 |
| Symmetry ratio parameters | | | | | | | | | | | |
| Speed SR | 1.01 | 0.02 | 1.01 | 0.04 | 1.02 | 0.02 | 1.01 | 0.03 | 1.00 | 0.37 | 0.36 |
| Cadence SR | 1.00 | 0.01 | 1.00 | 0.03 | 1.01 | 0.03 | 1.00 | 0.03 | 0.94 | 0.36 | 0.56 |
| Stride length SR | 1.01 | 0.02 | 1.00 | 0.02 | 1.02 | 0.02 | 1.01 | 0.02 | 0.67 | 0.59 | 0.17 |
| Swing SR | 1.00 | 0.04 | 1.00 | 0.04 | 1.02 | 0.05 | 1.00 | 0.04 | 1.00 | 0.41 | 0.40 |
| Stance SR | 1.00 | 0.02 | 1.00 | 0.02 | 0.99 | 0.03 | 1.00 | 0.02 | 0.99 | 0.47 | 0.41 |

| | | | | | | | | | | | |
|--------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Load SR | 1.01 | 0.15 | 1.01 | 0.17 | 1.03 | 0.15 | 1.02 | 0.16 | 1.00 | 0.97 | 0.96 |
| Foot flat SR | 0.99 | 0.04 | 0.99 | 0.06 | 0.98 | 0.06 | 0.98 | 0.06 | 0.99 | 0.83 | 0.90 |
| Push SR | 1.02 | 0.08 | 1.02 | 0.09 | 1.03 | 0.08 | 1.02 | 0.08 | 1.00 | 0.92 | 0.96 |

Table 2. Mean and standard deviation (SD) of spatiotemporal, normalized (N) and symmetry (symmetry index-SI and symmetry ratio-SR) gait parameters obtained in the dual-task condition, and ANOVA results.

| | Trial 1 | | Trial 2 | | Trial 3 | | Trial 1-2-3 | | T1-T2 | T1-T3 | T2-T3 |
|----------------------------------|---------|------|---------|-------|---------|-------|-------------|-------|---------|---------|---------|
| | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD | p-Value | p-Value | p-Value |
| Spatiotemporal parameters | | | | | | | | | | | |
| Speed | 1.17 | 0.21 | 1.18 | 0.26 | 1.17 | 0.23 | 1.18 | 0.23 | 0.99 | 1.00 | 0.98 |
| Cadence | 106.91 | 9.45 | 106.64 | 10.80 | 106.56 | 11.62 | 106.71 | 10.45 | 1.00 | 0.99 | 1.00 |
| Stride length | 1.30 | 0.18 | 1.30 | 0.21 | 1.29 | 0.17 | 1.30 | 0.19 | 1.00 | 1.00 | 0.99 |
| Swing | 37.47 | 1.33 | 37.48 | 1.92 | 37.42 | 1.46 | 37.46 | 1.56 | 1.00 | 0.99 | 0.99 |
| Stance | 62.53 | 1.33 | 62.52 | 1.92 | 62.58 | 1.46 | 62.54 | 1.56 | 1.00 | 0.99 | 0.99 |
| Double support | 24.81 | 2.47 | 24.13 | 3.27 | 24.86 | 3.07 | 24.61 | 2.91 | 0.76 | 1.00 | 0.73 |
| Load | 12.79 | 3.67 | 12.83 | 3.74 | 12.67 | 3.40 | 12.76 | 3.54 | 1.00 | 0.99 | 0.99 |
| Foot flat | 52.31 | 5.36 | 52.42 | 6.07 | 52.73 | 5.85 | 52.48 | 5.66 | 1.00 | 0.97 | 0.99 |
| Push | 34.90 | 3.52 | 34.76 | 4.08 | 34.60 | 4.21 | 34.75 | 3.87 | 0.99 | 0.97 | 0.99 |
| Normalized parameters | | | | | | | | | | | |
| Speed N | 0.40 | 0.07 | 0.40 | 0.08 | 0.39 | 0.07 | 0.40 | 0.07 | 0.99 | 1.00 | 0.98 |
| Cadence N | 33.00 | 2.92 | 32.92 | 3.33 | 32.90 | 3.59 | 32.94 | 3.23 | 1.00 | 0.99 | 1.00 |
| Stride length N | 1.45 | 0.17 | 1.45 | 0.20 | 1.45 | 0.17 | 1.45 | 0.18 | 1.00 | 1.00 | 0.99 |
| Symmetry index parameters | | | | | | | | | | | |
| Speed SI | 1.55 | 0.96 | 1.89 | 2.16 | 1.30 | 1.27 | 1.58 | 1.53 | 0.78 | 0.87 | 0.48 |
| Cadence SI | 0.78 | 0.45 | 1.47 | 2.08 | 0.65 | 0.32 | 0.96 | 1.27 | 0.20 | 0.94 | 0.11 |
| Stride length SI | 1.28 | 0.79 | 1.40 | 1.02 | 1.33 | 1.22 | 1.33 | 1.00 | 0.93 | 0.99 | 0.98 |
| Swing SI | 2.87 | 2.66 | 2.38 | 1.83 | 4.01 | 3.72 | 3.09 | 2.87 | 0.85 | 0.43 | 0.19 |
| Stance SI | 1.72 | 1.55 | 1.44 | 1.13 | 2.37 | 2.16 | 1.84 | 1.68 | 0.87 | 0.44 | 0.21 |
| Load SI | 11.22 | 8.54 | 9.44 | 9.09 | 15.05 | 12.21 | 11.89 | 10.15 | 0.84 | 0.46 | 0.21 |
| Foot flat SI | 5.04 | 4.78 | 5.21 | 3.54 | 5.64 | 3.84 | 5.29 | 4.04 | 0.99 | 0.89 | 0.95 |
| Push SI | 5.53 | 4.96 | 6.59 | 5.11 | 5.94 | 4.09 | 6.01 | 4.68 | 0.76 | 0.96 | 0.91 |
| Symmetry ratio parameters | | | | | | | | | | | |
| Speed SR | 1.01 | 0.01 | 1.01 | 0.03 | 1.01 | 0.02 | 1.01 | 0.02 | 0.96 | 0.90 | 0.98 |

| | | | | | | | | | | | |
|------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| Cadence SR | 1.00 | 0.01 | 1.00 | 0.03 | 1.00 | 0.01 | 1.00 | 0.02 | 0.96 | 0.96 | 0.85 |
| Stride length SR | 1.01 | 0.01 | 1.01 | 0.01 | 1.01 | 0.02 | 1.01 | 0.01 | 0.88 | 0.89 | 0.63 |
| Swing SR | 0.99 | 0.04 | 0.99 | 0.03 | 1.00 | 0.06 | 0.99 | 0.04 | 0.98 | 0.58 | 0.69 |
| Stance SR | 1.01 | 0.02 | 1.01 | 0.02 | 1.00 | 0.03 | 1.01 | 0.02 | 0.98 | 0.61 | 0.73 |
| Load SR | 1.04 | 0.15 | 1.01 | 0.12 | 1.03 | 0.18 | 1.03 | 0.15 | 0.87 | 1.00 | 0.92 |
| Foot flat SR | 0.97 | 0.06 | 0.98 | 0.06 | 0.97 | 0.06 | 0.97 | 0.06 | 0.99 | 1.00 | 0.98 |
| Push SR | 1.02 | 0.07 | 1.03 | 0.08 | 1.03 | 0.07 | 1.03 | 0.07 | 1.00 | 1.00 | 1.00 |

Table 3. ICC, SEM and MDC values for spatiotemporal, normalized (N) and symmetry (symmetry index-SI and symmetry ratio-SR) gait parameters obtained in the single-task condition between the mean of the first and the second trials (T1-T2), the first and the third trials (T1-T3), the second and the third trials (T2-T3) and the means of the three consecutive trials (T1-T2-T3).

| Parameters | T1-T2 | | | T1-T3 | | | T2-T3 | | | T1-2-3 | | | |
|----------------------------------|-------------------|-------------------|--------|-------------------|-------------------|--------|------------------|-------------------|--------|------------------|------------------|--------|--------|
| | ICC (lb-ub) | SEM(%) | MDC(%) | ICC (lb-ub) | SEM(%) | MDC(%) | ICC (lb-ub) | SEM(%) | MDC(%) | ICC (lb-ub) | SEM(%) | MDC(%) | |
| Spatiotemporal parameters | | | | | | | | | | | | | |
| Almost perfect 0.81 < ICC < 1 | speed | 0.96 (0.92-0.98) | 2.99 | 8.29 | 0.96 (0.87-0.98) | 3.24 | 8.99 | 0.98 (0.95-0.99) | 2.33 | 6.46 | 0.97 (0.93-0.98) | 2.87 | 7.95 |
| | cadence | 0.95 (0.90-0.98) | 1.90 | 5.28 | 0.95 (0.88-0.98) | 1.89 | 5.25 | 0.97 (0.94-0.99) | 1.35 | 3.75 | 0.96 (0.92-0.98) | 1.73 | 4.79 |
| | stride length | 0.98 (0.95-0.99) | 1.82 | 5.04 | 0.97 (0.94-0.99) | 2.02 | 5.60 | 0.98 (0.97-0.99) | 1.50 | 4.15 | 0.98 (0.96-0.99) | 1.78 | 4.94 |
| | DS | 0.81 (0.64-0.91) | 5.41 | 14.99 | 0.59 (0.29-0.79) | 8.27 | 22.91 | 0.82 (0.64-0.91) | 4.43 | 12.27 | 0.74 (0.58-0.86) | 6.14 | 17.01 |
| | swing | 0.74 (0.52-0.87) | 1.98 | 5.49 | 0.68 (0.43-0.84) | 2.36 | 6.53 | 0.85 (0.70-0.93) | 1.45 | 4.01 | 0.75 (0.60-0.87) | 1.96 | 5.43 |
| | stance | 0.74 (0.52-0.87) | 1.21 | 3.36 | 0.68 (0.43-0.84) | 1.45 | 4.02 | 0.85 (0.70-0.93) | 0.89 | 2.46 | 0.75 (0.60-0.87) | 1.20 | 3.33 |
| Substantial 0.61 < ICC < 0.8 | LDr | 0.93 (0.85-0.97) | 6.54 | 18.13 | 0.94 (0.87-0.97) | 6.24 | 17.29 | 0.95 (0.88-0.97) | 5.68 | 15.75 | 0.94 (0.89-0.97) | 6.14 | 17.01 |
| | FFr | 0.90 (0.80-0.95) | 3.20 | 8.87 | 0.93 (0.85-0.97) | 2.83 | 7.84 | 0.97 (0.93-0.98) | 1.75 | 4.85 | 0.93 (0.87-0.96) | 2.66 | 7.36 |
| | Pur | 0.86 (0.72-0.93) | 3.69 | 10.24 | 0.88 (0.76-0.94) | 3.68 | 10.19 | 0.93 (0.86-0.97) | 2.30 | 6.37 | 0.89 (0.80-0.94) | 3.27 | 9.08 |
| Normalized parameters | | | | | | | | | | | | | |
| Moderate 0.41 < ICC < 0.6 | speed N | 0.96 (0.92-0.98) | 2.98 | 8.25 | 0.95 (0.86-0.98) | 3.21 | 8.90 | 0.97 (0.95-0.99) | 2.32 | 6.44 | 0.96 (0.93-0.98) | 2.85 | 7.90 |
| | cadence N | 0.95 (0.89-0.98) | 1.90 | 5.27 | 0.94 (0.87-0.97) | 1.90 | 5.28 | 0.97 (0.94-0.99) | 1.35 | 3.75 | 0.95 (0.92-0.98) | 1.73 | 4.80 |
| | length N | 0.97 (0.93-0.99) | 1.81 | 5.02 | 0.96 (0.91-0.98) | 1.99 | 5.52 | 0.98 (0.95-0.99) | 1.50 | 4.15 | 0.97 (0.94-0.98) | 1.77 | 4.91 |
| Symmetry index parameters | | | | | | | | | | | | | |
| Fair 0.21 < ICC < 0.4 | speed SI | 0.03 (-0.34-0.39) | 106.65 | 295.61 | 0.08 (-0.28-0.43) | 82.51 | 228.70 | 0.66 (0.39-0.83) | 61.08 | 169.30 | 0.32 (0.09-0.56) | 83.67 | 231.93 |
| | cadence SI | 0.00 (-0.37-0.37) | 181.24 | 502.38 | 0.00 (-0.37-0.37) | 170.39 | 472.31 | 0.68 (0.42-0.84) | 107.73 | 298.61 | 0.26 (0.03-0.51) | 156.66 | 434.25 |
| | slength SI | 0.00 (-0.37-0.37) | 79.43 | 220.16 | 0.00 (-0.37-0.37) | 87.28 | 241.93 | 0.25 (-0.12-0.57) | 75.81 | 210.12 | 0.04 (-0.15-0.3) | 83.19 | 230.60 |
| | swing SI | 0.00 (-0.37-0.37) | 69.83 | 193.55 | 0.15 (-0.23-0.49) | 84.89 | 235.32 | 0.53 (0.21-0.75) | 65.12 | 180.51 | 0.26 (0.03-0.51) | 74.56 | 206.66 |
| | stance SI | 0.00 (-0.37-0.37) | 67.17 | 186.18 | 0.13 (-0.25-0.48) | 81.53 | 225.99 | 0.48 (0.15-0.72) | 64.66 | 179.22 | 0.23 (0.01-0.49) | 71.99 | 199.54 |
| Symmetry ratio parameters | LDr SI | 0.33 (-0.03-0.62) | 67.07 | 185.92 | 0.56 (0.25-0.77) | 52.90 | 146.63 | 0.30 (-0.07-0.60) | 56.45 | 156.47 | 0.40 (0.17-0.63) | 59.16 | 163.99 |
| | FFr SI | 0.53 (0.21-0.75) | 54.81 | 151.92 | 0.55 (0.24-0.76) | 59.34 | 164.48 | 0.75 (0.53-0.88) | 43.68 | 121.08 | 0.63 (0.43-0.79) | 52.31 | 144.99 |
| | Pur SI | 0.40 (0.05-0.67) | 64.37 | 178.43 | 0.42 (0.07-0.68) | 66.18 | 183.46 | 0.72 (0.49-0.86) | 48.21 | 133.62 | 0.53 (0.31-0.72) | 59.91 | 166.06 |
| speed SR | 0.22 (-0.16-0.54) | 2.56 | 7.11 | 0.09 (-0.24-0.42) | 2.06 | 5.72 | 0.56 (0.25-0.77) | 2.07 | 5.75 | 0.33 (0.11-0.57) | 2.25 | 6.25 | |

| | | | | | | | | | | | | | |
|---------------------------|------------|-------------------|------|-------|-------------------|------|-------|------------------|------|-------|------------------|------|-------|
| Slight 0.0 < ICC < 0.2 | cadence SR | 0.15 (-0.23-0.49) | 2.42 | 6.70 | 0.12 (-0.22-0.45) | 2.53 | 7.02 | 0.73 (0.49-0.86) | 1.79 | 4.96 | 0.40 (0.18-0.63) | 2.27 | 6.30 |
| | slength SR | 0.13 (-0.25-0.47) | 1.82 | 5.05 | 0.02 (-0.35-0.38) | 1.78 | 4.95 | 0.40 (0.06-0.66) | 1.73 | 4.79 | 0.21 (0.00-0.46) | 1.78 | 4.93 |
| | swing SR | 0.36 (0.00-0.64) | 3.00 | 8.32 | 0.54 (0.23-0.75) | 2.97 | 8.25 | 0.60 (0.30-0.79) | 2.79 | 7.73 | 0.52 (0.30-0.71) | 2.93 | 8.11 |
| | stance SR | 0.38 (0.02-0.66) | 1.74 | 4.83 | 0.56 (0.25-0.76) | 1.68 | 4.65 | 0.55 (0.24-0.76) | 1.67 | 4.63 | 0.50 (0.29-0.70) | 1.70 | 4.71 |
| | LDr SR | 0.62 (0.33-0.8) | 9.69 | 26.86 | 0.78 (0.58-0.89) | 7.01 | 19.42 | 0.67 (0.41-0.83) | 9.04 | 25.06 | 0.69 (0.51-0.83) | 8.62 | 23.90 |
| | FFr SR | 0.69 (0.43-0.84) | 3.07 | 8.50 | 0.67 (0.40-0.83) | 3.03 | 8.41 | 0.83 (0.67-0.92) | 2.60 | 7.20 | 0.74 (0.58-0.86) | 2.90 | 8.03 |
| | Pur SR | 0.63 (0.34-0.81) | 4.92 | 13.63 | 0.59 (0.30-0.79) | 5.01 | 13.89 | 0.80 (0.62-0.90) | 3.66 | 10.15 | 0.68 (0.50-0.82) | 4.55 | 12.62 |

Table 4. ICC, SEM% and MDC% values for spatiotemporal, normalized (N) and symmetry (symmetry index-SI and symmetry ratio-SR) gait parameters obtained in the dual-task condition between the mean of the first and the second trials (T1-T2), the first and the third trials (T1-T3), the second and the third trials (T2-T3) and the means of the three consecutive trials (T1-T2-T3).

| Parameters | T1-T2 | | | T1-T3 | | | T2-T3 | | | T1-2-3 | | | |
|----------------------------------|------------------------------|-------------------|--------|-------------|-------------------|--------|-------------|-------------------|--------|-------------|-------------------|--------|--------|
| | ICC (lb-ub) | SEM(%) | MDC(%) | ICC (lb-ub) | SEM(%) | MDC(%) | ICC (lb-ub) | SEM(%) | MDC(%) | ICC (lb-ub) | SEM(%) | MDC(%) | |
| Spatiotemporal parameters | | | | | | | | | | | | | |
| Almost perfect 0.81 < ICC < 1 | speed | 0.96 (0.92-0.98) | 3.81 | 10.55 | 0.97 (0.95-0.99) | 2.93 | 8.13 | 0.98 (0.97-0.99) | 2.56 | 7.11 | 0.97 (0.95-0.99) | 3.15 | 7.95 |
| | cadence | 0.96 (0.91-0.98) | 1.92 | 5.31 | 0.97 (0.93-0.98) | 1.75 | 4.85 | 0.97 (0.94-0.99) | 1.71 | 4.75 | 0.97 (0.94-0.98) | 1.78 | 4.79 |
| | stride length | 0.97 (0.94-0.99) | 2.44 | 6.76 | 0.98 (0.96-0.99) | 1.84 | 5.10 | 0.99 (0.97-0.99) | 1.61 | 4.47 | 0.98 (0.96-0.99) | 2.03 | 4.94 |
| | DS | 0.84 (0.69-0.92) | 4.67 | 12.94 | 0.81 (0.63-0.91) | 4.84 | 13.41 | 0.96 (0.91-0.98) | 2.72 | 7.53 | 0.87 (0.78-0.93) | 4.22 | 17.01 |
| | swing | 0.80 (0.61-0.9) | 1.96 | 5.43 | 0.84 (0.69-0.92) | 1.47 | 4.07 | 0.91 (0.82-0.96) | 1.32 | 3.65 | 0.85 (0.75-0.92) | 1.61 | 5.43 |
| | stance | 0.80 (0.61-0.9) | 1.17 | 3.25 | 0.84 (0.69-0.92) | 0.88 | 2.44 | 0.91 (0.82-0.96) | 0.79 | 2.19 | 0.85 (0.75-0.92) | 0.96 | 3.33 |
| | LDr | 0.98 (0.96-0.99) | 3.69 | 10.24 | 0.98 (0.95-0.99) | 4.21 | 11.68 | 0.98 (0.96-0.99) | 3.77 | 10.46 | 0.98 (0.96-0.99) | 3.86 | 17.01 |
| Substantial 0.61 < ICC < 0.8 | FFr | 0.97 (0.93-0.98) | 1.99 | 5.52 | 0.96 (0.93-0.98) | 1.98 | 5.50 | 0.98 (0.96-0.99) | 1.50 | 4.17 | 0.97 (0.95-0.99) | 1.82 | 7.36 |
| | Pur | 0.94 (0.87-0.97) | 2.66 | 7.36 | 0.94 (0.87-0.97) | 2.78 | 7.69 | 0.97 (0.95-0.99) | 1.91 | 5.28 | 0.95 (0.91-0.98) | 2.46 | 9.08 |
| | Normalized parameters | | | | | | | | | | | | |
| | speed N | 0.96 (0.91-0.98) | 3.77 | 10.45 | 0.97 (0.94-0.99) | 2.94 | 8.16 | 0.98 (0.96-0.99) | 2.58 | 7.16 | 0.97 (0.95-0.99) | 3.14 | 7.90 |
| | cadence N | 0.96 (0.91-0.98) | 1.92 | 5.31 | 0.97 (0.93-0.98) | 1.75 | 4.85 | 0.97 (0.94-0.99) | 1.71 | 4.75 | 0.97 (0.94-0.98) | 1.78 | 4.80 |
| | slength N | 0.96 (0.93-0.98) | 2.38 | 6.59 | 0.97 (0.95-0.99) | 1.86 | 5.15 | 0.98 (0.97-0.99) | 1.60 | 4.43 | 0.97 (0.95-0.99) | 2.00 | 4.91 |
| Symmetry index parameters | | | | | | | | | | | | | |
| Moderate 0.41 < ICC < 0.6 | speed SI | 0.00 (-0.37-0.37) | 95.83 | 265.62 | 0.05 (-0.33-0.41) | 76.06 | 210.83 | 0.00 (-0.37-0.37) | 111.07 | 307.86 | 0.00 (-0.18-0.26) | 96.94 | 231.93 |
| | cadence SI | 0.08 (-0.27-0.42) | 129.73 | 359.58 | 0.26 (-0.11-0.57) | 47.70 | 132.21 | 0.02 (-0.30-0.37) | 142.81 | 395.84 | 0.06 (-0.12-0.30) | 127.73 | 434.25 |
| | slength SI | 0.57 (0.26-0.78) | 44.16 | 122.39 | 0.04 (-0.33-0.40) | 75.82 | 210.15 | 0.08 (-0.29-0.44) | 78.02 | 216.26 | 0.19 (-0.03-0.45) | 67.70 | 230.60 |
| | swing SI | 0.15 (-0.23-0.49) | 79.54 | 220.48 | 0.48 (0.15-0.72) | 67.94 | 188.31 | 0.18 (-0.16-0.49) | 85.30 | 236.44 | 0.30 (0.08-0.55) | 77.70 | 206.66 |
| | stance SI | 0.10 (-0.28-0.45) | 81.34 | 225.46 | 0.43 (0.10-0.69) | 69.38 | 192.30 | 0.20 (-0.13-0.51) | 82.62 | 229.00 | 0.28 (0.06-0.53) | 77.61 | 199.54 |

| | | | | | | | | | | | | | |
|---------------------------|----------------------------------|-------------------|-------|--------|-------------------|-------|--------|-------------------|-------|--------|-------------------|-------|--------|
| Fair 0.21 < ICC < 0.4 | LDr SI | 0.52 (0.19–0.74) | 58.55 | 162.30 | 0.34 (−0.02–0.62) | 65.41 | 181.31 | 0.57 (0.25–0.78) | 58.65 | 162.57 | 0.48 (0.26–0.69) | 61.63 | 163.99 |
| | FFr SI | 0.66 (0.38–0.82) | 47.74 | 132.33 | 0.70 (0.45–0.85) | 44.11 | 122.25 | 0.79 (0.59–0.89) | 31.16 | 86.38 | 0.71 (0.54–0.84) | 41.00 | 144.99 |
| | Pur SI | 0.69 (0.44–0.84) | 46.02 | 127.55 | 0.76 (0.54–0.88) | 38.80 | 107.55 | 0.73 (0.50–0.87) | 37.80 | 104.79 | 0.72 (0.55–0.85) | 41.30 | 166.06 |
| | Symmetry ratio parameters | | | | | | | | | | | | |
| Slight 0.0 < ICC < 0.2 | speed SR | 0.23 (−0.15–0.55) | 1.89 | 5.25 | 0.10 (−0.27–0.45) | 1.46 | 4.04 | 0.26 (−0.12–0.57) | 1.92 | 5.34 | 0.21 (−0.01–0.47) | 1.77 | 6.25 |
| | cadence SR | 0.37 (0.01–0.65) | 1.50 | 4.15 | 0.51 (0.18–0.74) | 0.58 | 1.60 | 0.00 (−0.37–0.37) | 1.87 | 5.18 | 0.20 (−0.02–0.46) | 1.43 | 6.30 |
| | length SR | 0.20 (−0.18–0.52) | 1.13 | 3.13 | 0.00 (−0.37–0.37) | 1.45 | 4.03 | 0.31 (−0.06–0.61) | 1.26 | 3.50 | 0.16 (−0.05–0.42) | 1.29 | 4.93 |
| | swing SR | 0.13 (−0.25–0.47) | 3.05 | 8.46 | 0.50 (0.17–0.73) | 3.39 | 9.39 | 0.40 (0.05–0.67) | 3.45 | 9.57 | 0.40 (0.18–0.63) | 3.25 | 8.11 |
| | stance SR | 0.11 (−0.26–0.46) | 1.85 | 5.12 | 0.43 (0.09–0.69) | 2.06 | 5.70 | 0.48 (0.15–0.72) | 1.84 | 5.11 | 0.40 (0.17–0.63) | 1.89 | 4.71 |
| | LDr SR | 0.78 (0.57–0.89) | 6.18 | 17.12 | 0.68 (0.41–0.84) | 9.00 | 24.95 | 0.77 (0.56–0.88) | 7.28 | 20.17 | 0.74 (0.58–0.86) | 7.52 | 23.90 |
| | FFr SR | 0.78 (0.58–0.89) | 2.85 | 7.89 | 0.83 (0.67–0.92) | 2.55 | 7.08 | 0.87 (0.74–0.94) | 2.16 | 5.98 | 0.83 (0.71–0.91) | 2.52 | 8.03 |
| | Pur SR | 0.67 (0.41–0.83) | 4.17 | 11.57 | 0.77 (0.56–0.89) | 3.30 | 9.14 | 0.88 (0.76–0.94) | 2.47 | 6.83 | 0.77 (0.63–0.88) | 3.38 | 12.62 |

Table 5. Mean and standard deviation (SD) of the dual task effects (DTE) for each trial and for the three trials.

| | Trial 1 | | Trial 2 | | Trial 3 | | Trial 1-2-3 | | T1-T2 | T1-T3 | T2-T3 |
|---------------------------------|---------|------|---------|------|---------|------|-------------|------|---------|---------|---------|
| | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD | p-Value | p-Value | p-Value |
| Speed DTE | 0.06 | 0.10 | 0.08 | 0.12 | 0.09 | 0.11 | 0.08 | 0.11 | 0.94 | 0.71 | 0.89 |
| Cadence DTE | 0.34 | 4.17 | 1.62 | 4.04 | 2.15 | 5.17 | 1.35 | 4.47 | 0.65 | 0.42 | 0.93 |
| Stride length DTE | 0.07 | 0.08 | 0.07 | 0.09 | 0.07 | 0.08 | 0.07 | 0.08 | 0.99 | 0.96 | 0.99 |
| Double support ^a DTE | −1.32 | 2.61 | 0.72 | 7.05 | −1.51 | 2.43 | −0.71 | 4.57 | 0.35 | 0.99 | 0.29 |
| Swing DTE | 0.56 | 1.03 | 0.48 | 1.32 | 0.57 | 1.25 | 0.54 | 1.18 | 0.97 | 1.00 | 0.97 |
| Stance ^a DTE | −0.56 | 1.03 | −0.48 | 1.32 | −0.57 | 1.25 | −0.54 | 1.18 | 0.97 | 1.00 | 0.97 |
| Load ^a DTE | −0.09 | 1.64 | −0.10 | 1.61 | 0.20 | 1.07 | 0.00 | 1.44 | 1.00 | 0.82 | 0.81 |

| | | | | | | | | | | | |
|-----------------------|-------|------|-------|------|-------|------|-------|------|------|------|------|
| Foot flat DTE | 0.23 | 2.54 | -0.28 | 2.96 | -0.41 | 2.94 | -0.15 | 2.78 | 0.84 | 0.76 | 0.99 |
| Push ^a DTE | -0.14 | 2.15 | 0.38 | 2.21 | 0.21 | 2.23 | 0.14 | 2.17 | 0.74 | 0.87 | 0.97 |

^a a negative value is associated to worse performance in the dual-task condition.

Table 6. Mean and standard deviation (SD) of the dual task effects percentage (DTE%) for each trial and for the three trials.

| | Trial 1 | | Trial 2 | | Trial 3 | | Trial 1-2-3 | | T1-T2 | T1-T3 | T2-T3 |
|----------------------------------|---------|-------|---------|-------|---------|-------|-------------|-------|-----------------|-----------------|-----------------|
| | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD | Mean | SD | <i>p</i> -Value | <i>p</i> -Value | <i>p</i> -Value |
| Speed DTE% | 5.03 | 8.43 | 6.51 | 9.64 | 7.69 | 9.57 | 6.38 | 9.12 | 0.87 | 0.64 | 0.92 |
| Cadence DTE% | 0.23 | 3.89 | 1.60 | 3.75 | 2.17 | 5.13 | 1.31 | 4.30 | 0.59 | 0.35 | 0.91 |
| Stride length DTE% | 4.96 | 5.66 | 5.43 | 6.64 | 5.52 | 5.76 | 5.30 | 5.93 | 0.97 | 0.95 | 1.00 |
| Double support ^a DTE% | -7.04 | 13.86 | -3.45 | 10.11 | -6.77 | 10.62 | -5.82 | 11.62 | 0.62 | 1.00 | 0.67 |
| Swing DTE% | 1.42 | 2.69 | 1.27 | 3.49 | 1.45 | 3.32 | 1.38 | 3.12 | 0.99 | 1.00 | 0.98 |
| Stance ^a DTE% | -0.94 | 1.68 | -0.77 | 2.12 | -0.93 | 2.02 | -0.88 | 1.91 | 0.96 | 1.00 | 0.96 |
| Load ^a DTE% | -0.64 | 11.30 | -0.46 | 11.80 | 1.45 | 8.39 | 0.11 | 10.47 | 1.00 | 0.81 | 0.85 |
| Foot flat DTE% | 0.22 | 4.75 | -0.48 | 5.70 | -0.78 | 5.61 | -0.34 | 5.28 | 0.91 | 0.83 | 0.98 |
| Push ^a DTE% | -0.79 | 6.91 | 1.23 | 6.45 | 0.61 | 6.56 | 0.33 | 6.59 | 0.61 | 0.79 | 0.96 |

^a a negative value is associated to worse performance in the dual-task condition.

Table 7. ICC, SEM and MDC for dual task effects parameters (DTE) between the mean of the first and the second trials (T1-T2), the first and the third trials (T1-T3), the second and the third trials (T2-T3) and the means of the three consecutive trials (T1-T2-T3).

| Trials | | T1-T2 | | | T1-T3 | | | T2-T3 | | | T1-2-3 | | |
|----------------------------------|--------------------|-------------------|-----------|-----------|-------------------|---------|-----------|-------------------|---------|---------|-------------------|-----------|-----------|
| Parameters | | ICC (95% CI) | SEM% | MDC% | ICC (95% CI) | SEM% | MDC% | ICC (95% CI) | SEM% | MDC % | ICC (95% CI) | SEM% | MDC% |
| Almost perfect 0.81 < ICC < 1 | Speed DTE | 0.79 (0.55-0.91) | 71.78 | 198.96 | 0.79 (0.55-0.91) | 62.35 | 172.82 | 0.82 (0.60-0.92) | 57.47 | 159.31 | 0.80 (0.64-0.91) | 62.94 | 174.45 |
| | Cadence DTE | 0.53 (0.22-0.75) | 290.97 | 806.53 | 0.61 (0.32-0.80) | 240.02 | 665.31 | 0.63 (0.35-0.81) | 147.37 | 408.48 | 0.60 (0.40-0.77) | 209.01 | 579.35 |
| Substantial 0.61 < ICC < 0.8 | Stride length DTE | 0.78 (0.53-0.91) | 397.53 | 150.60 | 0.80 (0.57-0.92) | 351.19 | 130.35 | 0.81 (0.59-0.92) | 202.95 | 132.60 | 0.80 (0.63-0.91) | 310.60 | 137.53 |
| | Double support DTE | 0.18 (-0.25-0.56) | 200.94 | 4042.96 | 0.01 (-0.42-0.44) | 185.28 | 485.97 | 0.01 (-0.42-0.44) | 169.57 | 485.97 | 0.19 (-0.06-0.49) | 186.45 | 1597.28 |
| Moderate 0.41 < ICC < 0.6 | Swing DTE | 0.18 (-0.27-0.57) | 54.33 | 556.97 | 0.14 (-0.31-0.54) | 47.03 | 513.57 | 0.51 (0.11-0.77) | 47.84 | 470.02 | 0.28 (0.01-0.58) | 49.62 | 516.80 |
| | Stance DTE | 0.18 (-0.27-0.57) | 200.94 | 556.97 | 0.14 (-0.31-0.54) | 185.28 | 513.57 | 0.51 (0.11-0.77) | 169.57 | 470.02 | 0.28 (0.01-0.58) | 186.45 | 516.80 |
| Fair 0.21 < ICC < 0.4 | Load DTE | 0.65 (0.31-0.85) | 1458.57 | 2869.52 | 0.42 (-0.01-0.72) | 175.32 | 5486.33 | 0.44 (0.02-0.73) | 175.32 | 5446.06 | 0.52 (0.26-0.75) | 576.25 | 69,420.96 |
| Slight 0.0 < ICC < 0.2 | Foot flat DTE | 0.35 (-0.09-0.68) | 1035.23 | 28,642.76 | 0.43 (0.00-0.73) | 1979.30 | 7024.64 | 0.78 (0.54-0.91) | 1964.77 | 1086.47 | 0.53 (0.27-0.76) | 25,044.91 | 3565.81 |
| | Push DTE | 0.31 (-0.13-0.66) | 10,333.41 | 4432.51 | 0.28 (-0.17-0.63) | 2534.27 | 18,170.05 | 0.72 (0.42-0.88) | 391.96 | 1100.67 | 0.44 (0.16-0.69) | 1286.43 | 3145.73 |

Table 8. ICC, SEM and MDC for dual task effects percent parameters (DTE%) between the mean of the first and second trials (T1-T2), the first and the third trials (T1-T3), the second and the third trials (T2-T3) and the means of the three consecutive trials (T1-T2-T3).

| Trials | | T1-T2 | | | T1-T3 | | | T2-T3 | | | T1-2-3 | | |
|----------------------------------|---------------------|-------------------|---------|---------|-------------------|---------|---------|------------------|---------|---------|-------------------|---------|-----------|
| Parameters | | ICC (95% CI) | SEM% | MDC % | ICC (95% CI) | SEM% | MDC % | ICC (95% CI) | SEM% | MDC % | ICC (95% CI) | SEM% | MDC% |
| Almost perfect 0.81 < ICC < 1 | Speed DTE% | 0.75 (0.47-0.89) | 78.32 | 217.09 | 0.75 (0.48-0.89) | 70.58 | 195.64 | 0.84 (0.64-0.93) | 54.24 | 150.35 | 0.78 (0.61-0.90) | 66.64 | 184.71 |
| Substantial 0.61 < ICC < 0.8 | Cadence DTE% | 0.48 (0.09-0.75) | 307.94 | 853.56 | 0.50 (0.11-0.77) | 274.85 | 761.86 | 0.63 (0.28-0.84) | 143.21 | 396.96 | 0.55 (0.29-0.76) | 220.50 | 611.20 |
| | Stride length DTE% | 0.79 (0.55-0.91) | 358.55 | 148.72 | 0.82 (0.6-0.93) | 286.69 | 125.05 | 0.85 (0.66-0.94) | 201.32 | 121.19 | 0.82 (0.67-0.92) | 279.50 | 131.29 |
| Moderate 0.41 < ICC < 0.6 | Double support DTE% | 0.35 (-0.08-0.68) | 195.41 | 510.94 | 0.00 (-0.43-0.43) | 180.82 | 490.73 | 0.59 (0.22-0.81) | 166.43 | 358.26 | 0.25 (-0.01-0.55) | 181.99 | 479.41 |
| | Swing DTE% | 0.14 (-0.31-0.54) | 53.65 | 584.83 | 0.13 (-0.32-0.53) | 45.11 | 536.88 | 0.49 (0.09-0.76) | 43.72 | 487.85 | 0.26 (-0.01-0.56) | 47.36 | 539.75 |
| Fair 0.21 < ICC < 0.4 | Stance DTE% | 0.21 (-0.24-0.59) | 210.99 | 541.65 | 0.14 (-0.31-0.54) | 193.69 | 501.20 | 0.52 (0.12-0.78) | 176.00 | 461.31 | 0.30 (0.03-0.59) | 194.73 | 504.46 |
| | Load DTE% | 0.63 (0.29-0.84) | 184.33 | 3484.78 | 0.51 (0.11-0.77) | 177.04 | 5058.62 | 0.46 (0.04-0.74) | 129.25 | 4177.14 | 0.54 (0.29-0.76) | 172.96 | 18,454.28 |
| Slight 0.0 < ICC < 0.2 | Foot flat DTE% | 0.35 (-0.09-0.68) | 1257.20 | 9639.47 | 0.42 (0.00-0.72) | 1824.99 | 4054.84 | 0.79 (0.54-0.91) | 1506.98 | 1140.65 | 0.53 (0.27-0.76) | 6657.73 | 2982.74 |
| | Push DTE% | 0.75 (0.47-0.89) | 3477.62 | 217.09 | 0.75 (0.48-0.89) | 1462.86 | 195.64 | 0.84 (0.64-0.93) | 411.51 | 150.35 | 0.78 (0.61-0.90) | 1076.08 | 184.71 |

Supplementary Data
Foot-worn inertial sensors are reliable to assess spatiotemporal gait parameters
in axial spondyloarthritis under single and dual task walking in axial
spondyloarthritis

Table S1. LOA, SEM and MDC values for trial 1 and 2, 1 and 3, and 2 and 3 for spatiotemporal, normalized and symmetry parameters in single-task condition.

| | Trial 1-2 | | | Trial 1-3 | | | Trial 2-3 | | |
|---------------------------|------------------|------|-------|------------------|------|-------|------------------|------|-------|
| | LOA (lb - ub) | SEM | MDC | LOA (lb - ub) | SEM | MDC | LOA (lb - ub) | SEM | MDC |
| Spatiotemporal parameters | | | | | | | | | |
| speed | (-0.12 - 0.08) | 0.04 | 0.10 | (-0.13 - 0.07) | 0.04 | 0.11 | (-0.09 - 0.07) | 0.03 | 0.08 |
| cadence | (-6.39 - 5.11) | 2.05 | 5.68 | (-6.58 - 4.06) | 2.04 | 5.66 | (-4.65 - 3.41) | 1.46 | 4.06 |
| stride length | (-0.08 - 0.06) | 0.02 | 0.07 | (-0.09 - 0.06) | 0.03 | 0.08 | (-0.06 - 0.05) | 0.02 | 0.06 |
| DS | (-3.79 - 3.51) | 1.27 | 3.53 | (-5.07 - 5.91) | 1.94 | 5.37 | (-2.38 - 30.40) | 1.04 | 2.88 |
| swing | (-2.08 - 2.23) | 0.75 | 2.09 | (-2.68 - 2.45) | 0.90 | 2.49 | (-1.72 - 1.35) | 0.55 | 1.53 |
| stance | (-2.23 - 2.08) | 0.75 | 2.09 | (-2.45 - 2.68) | 0.90 | 2.49 | (-1.35 - 1.72) | 0.55 | 1.53 |
| LDr | (-2.37 - 2.41) | 0.83 | 2.30 | (-2.54 - 10.90) | 0.80 | 2.23 | (-2.33 - 1.65) | 0.73 | 2.02 |
| FFr | (-4.57 - 5.04) | 1.68 | 4.65 | (-3.63 - 4.64) | 1.48 | 4.10 | (-2.30 - 2.84) | 0.91 | 2.53 |
| Pur | (-3.92 - 3.42) | 1.29 | 3.57 | (-3.85 - 3.48) | 1.28 | 3.55 | (-2.25 - 2.37) | 0.80 | 2.23 |
| Normalized parameters | | | | | | | | | |
| speed norm | (-0.04 - 0.03) | 0.01 | 0.03 | (-0.04 - 0.02) | 0.01 | 0.04 | (-0.03 - 0.02) | 0.01 | 0.03 |
| cadence norm | (-1.93 - 1.53) | 0.62 | 1.71 | (-2.00 - 1.22) | 0.62 | 1.72 | (-1.40 - 1.03) | 0.44 | 1.23 |
| slength norm | (-0.09 - 0.06) | 0.03 | 0.08 | (-0.10 - 0.06) | 0.03 | 0.08 | (-0.07 - 0.06) | 0.02 | 0.06 |
| Symmetry index parameters | | | | | | | | | |
| speed SI | (-6.63 - 5.07) | 2.12 | 5.88 | (-4.93 - 3.72) | 1.57 | 4.35 | (-3.82 - 4.17) | 1.40 | 3.88 |
| cadence SI | (-7.12 - 6.14) | 2.27 | 6.30 | (-7.26 - 6.04) | 2.24 | 6.21 | (-4.94 - 4.69) | 1.68 | 4.66 |
| slength SI | (-4.12 - 3.46) | 1.29 | 3.58 | (-4.65 - 3.81) | 1.46 | 4.04 | (-4.05 - 3.87) | 1.39 | 3.85 |
| swing SI | (-6.12 - 6.31) | 2.12 | 5.87 | (-7.88 - 7.48) | 2.70 | 7.48 | (-6.11 - 5.51) | 2.04 | 5.65 |
| stance SI | (-3.51 - 3.64) | 1.23 | 3.42 | (-4.54 - 4.36) | 1.56 | 4.33 | (-3.63 - 3.31) | 1.22 | 3.37 |
| LDr SI | (-25.59 - 19.06) | 8.11 | 22.47 | (-19.73 - 14.48) | 6.22 | 17.25 | (-20.92 - 22.20) | 7.56 | 20.97 |
| FFr SI | (-7.95 - 4.80) | 2.44 | 6.76 | (-8.05 - 5.7) | 2.52 | 6.99 | (-5.86 - 6.67) | 2.20 | 6.10 |
| Pur SI | (-11.83 - 11.2) | 4.03 | 11.18 | (-11.21 - 11.57) | 3.98 | 11.04 | (-8.00 - 8.98) | 2.98 | 8.25 |
| Symmetry ratio parameters | | | | | | | | | |
| speed SR | (-0.07 - 0.07) | 0.03 | 0.07 | (-0.07 - 0.04) | 0.02 | 0.06 | (-0.07 - 0.04) | 0.02 | 0.06 |
| cadence SR | (-0.07 - 0.07) | 0.02 | 0.07 | (-0.08 - 0.06) | 0.03 | 0.07 | (-0.06 - 0.04) | 0.02 | 0.05 |
| slength SR | (-0.05 - 0.06) | 0.02 | 0.05 | (-0.06 - 0.04) | 0.02 | 0.05 | (-0.06 - 0.03) | 0.02 | 0.05 |
| swing SR | (-0.09 - 0.09) | 0.03 | 0.08 | (-0.10 - 0.06) | 0.03 | 0.08 | (-0.09 - 0.06) | 0.03 | 0.08 |
| stance SR | (-0.05 - 0.05) | 0.02 | 0.05 | (-0.04 - 0.05) | 0.02 | 0.05 | (-0.03 - 0.05) | 0.02 | 0.05 |
| LDr SR | (-0.28 - 0.28) | 0.10 | 0.27 | (-0.22 - 0.19) | 0.07 | 0.20 | (-0.28 - 0.25) | 0.09 | 0.26 |
| FFr SR | (-0.08 - 0.09) | 0.03 | 0.08 | (-0.07 - 0.09) | 0.03 | 0.08 | (-0.06 - 0.08) | 0.03 | 0.07 |
| Pur SR | (-0.15 - 0.14) | 0.05 | 0.14 | (-0.16 - 0.14) | 0.05 | 0.14 | (-0.11 - 0.10) | 0.04 | 0.10 |

Abbreviations: norm = normalized, slength = stride length, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio, Pur = Push ratio, SI = symmetry index, SR = symmetry ratio

Table S2. LOA, SEM and MDC values for trial 1 and 2, 1 and 3, and 2 and 3 for spatiotemporal, normalized and symmetry parameters in dual-task condition.

| | Trial 1-2 | | | Trial 1-3 | | | Trial 2-3 | | |
|---------------------------|------------------|------|-------|----------------|------|-------|------------------|------|-------|
| | LOA (lb - ub) | SEM | MDC | LOA (lb - ub) | SEM | MDC | LOA (lb - ub) | SEM | MDC |
| Spatiotemporal parameters | | | | | | | | | |
| speed | (-0.14 - 0.12) | 0.04 | 0.12 | (-0.11 - 0.09) | 0.03 | 0.10 | (-0.09 - 0.08) | 0.03 | 0.08 |
| cadence | (-5.15 - 6.32) | 2.05 | 5.67 | (-5.04 - 5.57) | 1.87 | 5.18 | (-5.55 - 4.67) | 1.83 | 5.06 |
| stride length | (-0.10 - 0.08) | 0.03 | 0.09 | (-0.08 - 0.06) | 0.02 | 0.07 | (-0.07 - 0.05) | 0.02 | 0.06 |
| DS | (-2.70 - 3.63) | 1.14 | 3.17 | (-3.3 - 3.63) | 1.20 | 3.33 | (-2.13 - 1.81) | 0.67 | 1.85 |
| swing | (-2.13 - 2.07) | 0.73 | 2.03 | (-1.65 - 1.54) | 0.55 | 1.52 | (-1.57 - 1.29) | 0.49 | 1.37 |
| stance | (-2.07 - 2.13) | 0.73 | 2.03 | (-1.54 - 1.65) | 0.55 | 1.52 | (-1.29 - 1.57) | 0.49 | 1.37 |
| LDr | (-1.35 - 1.35) | 0.47 | 1.31 | (-1.59 - 1.49) | 0.54 | 1.49 | (-1.43 - 10.30) | 0.48 | 1.33 |
| FFr | (-3.22 - 2.63) | 1.04 | 2.89 | (-3.14 - 2.83) | 1.04 | 2.89 | (-2.00 - 2.45) | 0.79 | 2.19 |
| Pur | (-2.29 - 2.88) | 0.93 | 2.56 | (-2.53 - 2.93) | 0.96 | 2.67 | (-2.02 - 10.70) | 0.66 | 1.83 |
| Normalized parameters | | | | | | | | | |
| speed norm | (-0.05 - 0.04) | 0.01 | 0.04 | (-0.04 - 0.03) | 0.01 | 0.03 | (-0.03 - 0.03) | 0.01 | 0.03 |
| cadence norm | (-1.59 - 1.95) | 0.63 | 1.75 | (-1.55 - 1.72) | 0.58 | 1.60 | (-1.71 - 1.44) | 0.56 | 1.56 |
| slength norm | (-0.11 - 0.08) | 0.03 | 0.10 | (-0.09 - 0.06) | 0.03 | 0.07 | (-0.08 - 0.06) | 0.02 | 0.06 |
| Symmetry index parameters | | | | | | | | | |
| speed SI | (-5.06 - 4.42) | 1.64 | 4.55 | (-2.72 - 3.35) | 1.09 | 3.01 | (-4.41 - 5.64) | 1.77 | 4.91 |
| cadence SI | (-4.66 - 3.35) | 1.45 | 4.02 | (-0.81 - 1.09) | 0.34 | 0.95 | (-3.29 - 5.06) | 1.51 | 4.19 |
| slength SI | (-1.81 - 1.53) | 0.59 | 1.63 | (-2.87 - 2.81) | 0.99 | 2.74 | (-3.07 - 3.07) | 1.06 | 2.95 |
| swing SI | (-5.53 - 6.34) | 2.09 | 5.81 | (-7.39 - 5.39) | 2.33 | 6.46 | (-8.95 - 5.93) | 2.73 | 7.56 |
| stance SI | (-3.43 - 3.87) | 1.29 | 3.57 | (-4.46 - 3.31) | 1.41 | 3.91 | (-5.15 - 3.44) | 1.57 | 4.36 |
| LDr SI | (-16.02 - 18.32) | 6.06 | 16.80 | (-27 - 20.23) | 8.56 | 23.73 | (-23.25 - 13.16) | 7.18 | 19.91 |
| FFr SI | (-6.98 - 7.08) | 2.45 | 6.78 | (-7.12 - 6.28) | 2.35 | 6.52 | (-5.31 - 4.17) | 1.69 | 4.69 |
| Pur SI | (-8.92 - 6.29) | 2.78 | 7.71 | (-6.65 - 6.04) | 2.22 | 6.16 | (-5.75 - 7.47) | 2.37 | 6.57 |
| Symmetry ratio parameters | | | | | | | | | |
| speed SR | (-0.05 - 0.06) | 0.02 | 0.05 | (-0.04 - 0.05) | 0.01 | 0.04 | (-0.06 - 0.06) | 0.02 | 0.05 |
| cadence SR | (-0.04 - 0.04) | 0.01 | 0.04 | (-0.02 - 0.02) | 0.01 | 0.02 | (-0.06 - 0.05) | 0.02 | 0.05 |
| slength SR | (-0.03 - 0.03) | 0.01 | 0.03 | (-0.04 - 0.04) | 0.01 | 0.04 | (-0.03 - 0.04) | 0.01 | 0.04 |
| swing SR | (-0.09 - 0.08) | 0.03 | 0.08 | (-0.11 - 0.08) | 0.03 | 0.09 | (-0.11 - 0.09) | 0.03 | 0.10 |
| stance SR | (-0.05 - 0.05) | 0.02 | 0.05 | (-0.05 - 0.07) | 0.02 | 0.06 | (-0.05 - 0.06) | 0.02 | 0.05 |
| LDr SR | (-0.13 - 0.21) | 0.06 | 0.18 | (-0.26 - 0.28) | 0.09 | 0.26 | (-0.24 - 0.18) | 0.07 | 0.21 |
| FFr SR | (-0.08 - 0.07) | 0.03 | 0.08 | (-0.07 - 0.07) | 0.02 | 0.07 | (-0.05 - 0.06) | 0.02 | 0.06 |
| Pur SR | (-0.13 - 0.12) | 0.04 | 0.12 | (-0.10 - 0.10) | 0.03 | 0.09 | (-0.07 - 0.08) | 0.03 | 0.07 |

Abbreviations: norm = normalized, slength = stride length, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio, Pur = Push ratio, SI = symmetry index, SR = symmetry ratio

Table S3. LOA, SEM and MDC values for trial 1 and 2, 1 and 3, and 2 and 3 for DTE parameters

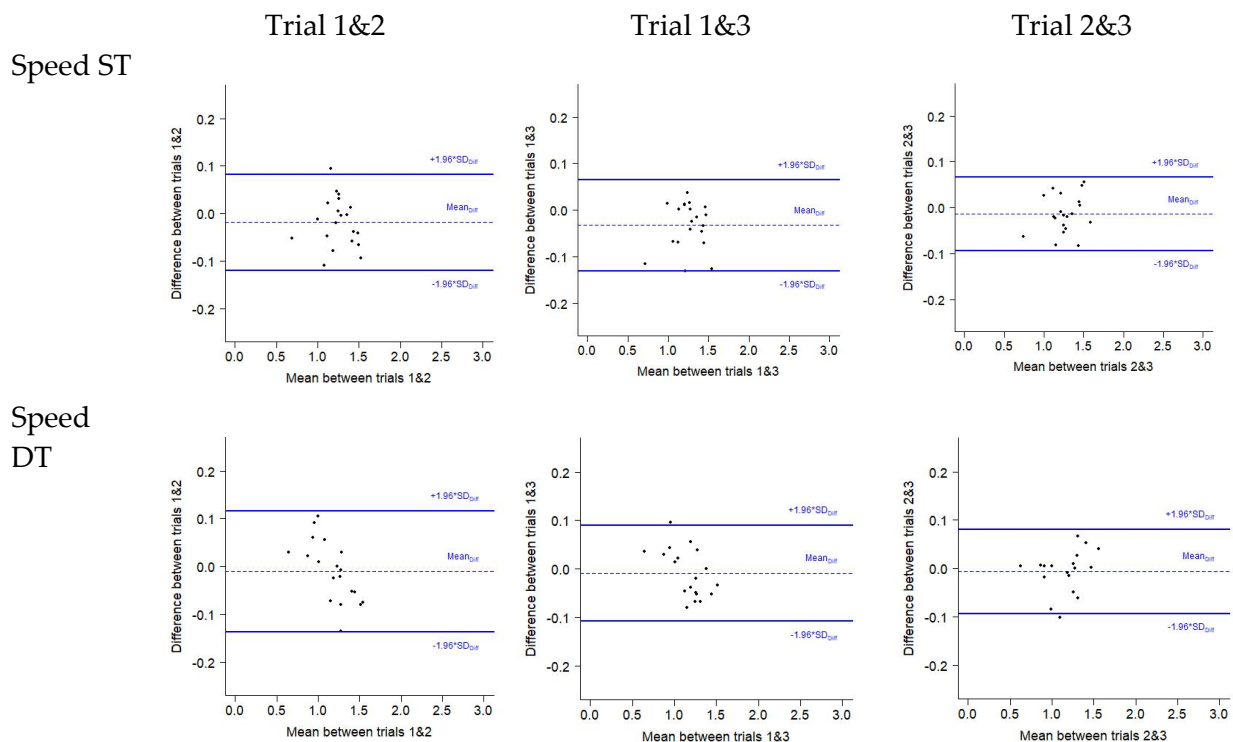
| | Trial 1-2 | | | Trial 1-3 | | | Trial 2-3 | | |
|---------------|------------------|------|-------|----------------|------|------|----------------|------|------|
| | LOA (lb - ub) | SEM | MDC | LOA (lb - ub) | SEM | MDC | LOA (lb - ub) | SEM | MDC |
| speed | (-0.15 - 0.13) | 0.05 | 0.14 | (-0.16 - 0.11) | 0.05 | 0.14 | (-0.15 - 0.13) | 0.05 | 0.14 |
| cadence | (-9.02 - 6.38) | 2.81 | 7.80 | (-9.38 - 6.35) | 2.94 | 8.14 | (-8.27 - 7.67) | 2.78 | 7.71 |
| stride length | (-0.11 - 0.11) | 0.04 | 0.11 | (-0.10 - 0.09) | 0.03 | 0.09 | (-0.10 - 0.10) | 0.04 | 0.10 |
| DS | (-15.36 - 11.22) | 4.79 | 13.29 | (-6.85 - 7.35) | 2.48 | 6.86 | (-6.85 - 7.35) | 2.48 | 6.86 |
| swing | (-2.92 - 3.12) | 1.05 | 2.91 | (-3.04 - 3.00) | 1.05 | 2.91 | (-2.63 - 2.46) | 0.89 | 2.46 |
| stance | (-3.12 - 2.92) | 1.05 | 2.91 | (-3.00 - 3.04) | 1.05 | 2.91 | (-2.46 - 2.63) | 0.89 | 2.46 |
| LDr | (-2.75 - 2.66) | 0.94 | 2.61 | (-3.25 - 2.66) | 1.05 | 2.90 | (-3.07 - 2.69) | 1.01 | 2.80 |
| FFr | (-5.58 - 6.81) | 2.20 | 6.09 | (-5.17 - 6.39) | 2.05 | 5.69 | (-3.93 - 3.82) | 1.36 | 3.76 |
| Pur | (-5.61 - 4.47) | 1.80 | 4.98 | (-5.59 - 4.95) | 1.85 | 5.11 | (-3.07 - 3.55) | 1.17 | 3.24 |

Abbreviations: length = stride length, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio, Pur = Push ratio

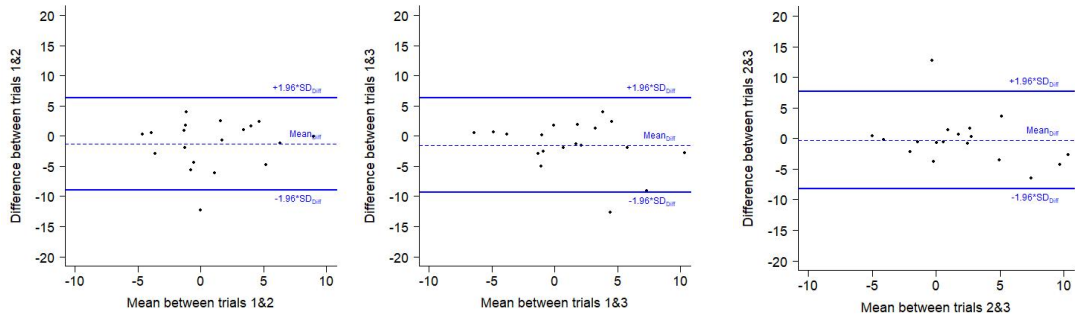
Table S4. LOA, SEM and MDC values for trial 1 and 2, 1 and 3, and 2 and 3 for DTE% parameters

| | Trial 1-2 | | | Trial 1-3 | | | Trial 2-3 | | |
|---------------|------------------|------|-------|------------------|-------|-------|------------------|------|-------|
| | LOA (lb - ub) | SEM | MDC | LOA (lb - ub) | SEM | MDC | LOA (lb - ub) | SEM | MDC |
| speed | (-14.00 - 11.14) | 4.50 | 12.48 | (-14.27 - 9.58) | 4.46 | 12.37 | (-11.65 - 10.16) | 3.85 | 10.67 |
| cadence | (-8.91 - 6.10) | 2.76 | 7.66 | (-10.31 - 6.99) | 3.23 | 8.95 | (-8.07 - 7.35) | 2.69 | 7.47 |
| stride length | (-8.28 - 7.62) | 2.78 | 7.72 | (-7.15 - 6.22) | 2.36 | 6.54 | (-6.69 - 6.96) | 2.39 | 6.64 |
| DS | (-31.64 - 23.01) | 9.84 | 27.28 | (-35.23 - 35.48) | 12.23 | 33.89 | (-14.22 - 21.69) | 6.66 | 18.47 |
| swing | (-7.98 - 8.35) | 2.84 | 7.86 | (-8.08 - 7.93) | 2.77 | 7.69 | (-7.04 - 6.69) | 2.39 | 6.62 |
| stance | (-5.00 - 4.61) | 1.67 | 4.64 | (-4.84 - 4.90) | 1.69 | 4.69 | (-3.9 - 4.21) | 1.41 | 3.92 |
| LDr | (-20.31 - 19.16) | 6.89 | 19.09 | (-21.60 - 17.3) | 6.93 | 19.21 | (-22.55 - 20.26) | 7.48 | 20.73 |
| FFr | (-10.99 - 12.73) | 4.17 | 11.57 | (-10.13 - 12.00) | 3.90 | 10.82 | (-7.41 - 7.35) | 2.58 | 7.16 |
| Pur | (-18.03 - 13.65) | 5.69 | 15.79 | (-17.91 - 15.25) | 5.83 | 16.17 | (-9.21 - 10.88) | 3.56 | 9.85 |

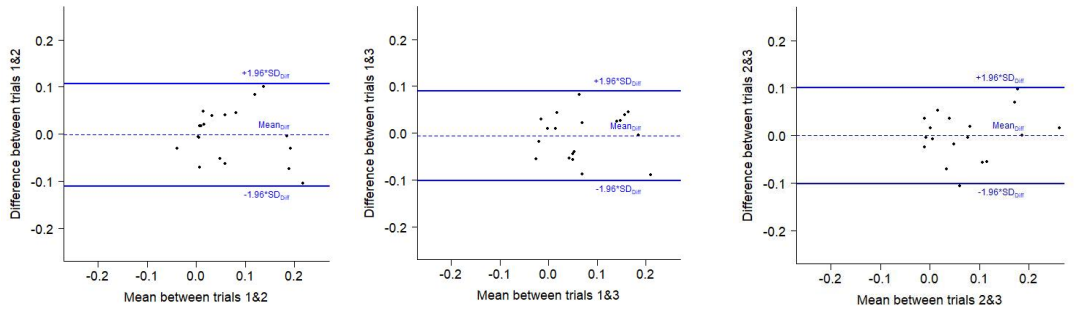
Abbreviations: length = stride length, DS = double support, LDr = Load Ratio, FFr= Foot flat ratio, Pur = Push ratio



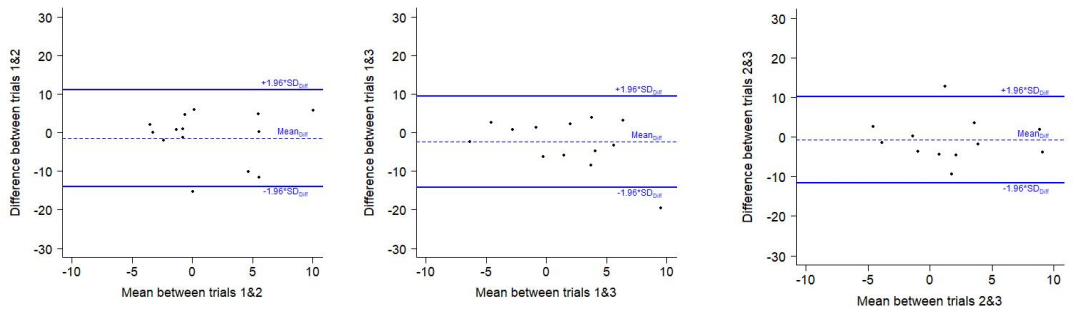
Cadence
DTE



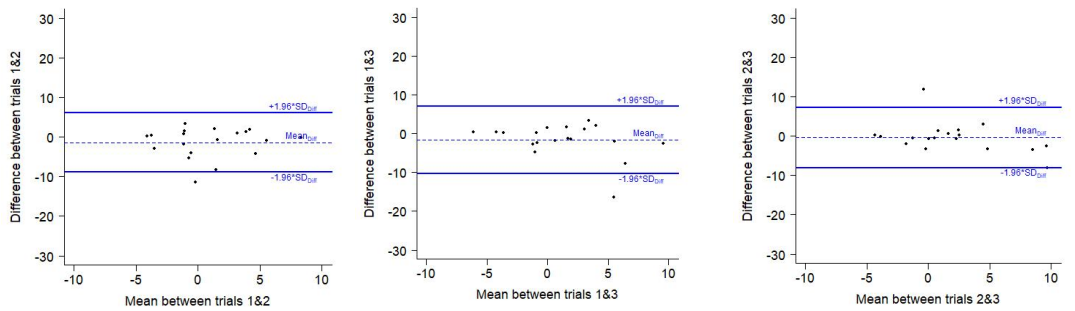
Stride
length
DTE



Speed
DTE%



Cadence
DTE%



Stride
length
DTE%

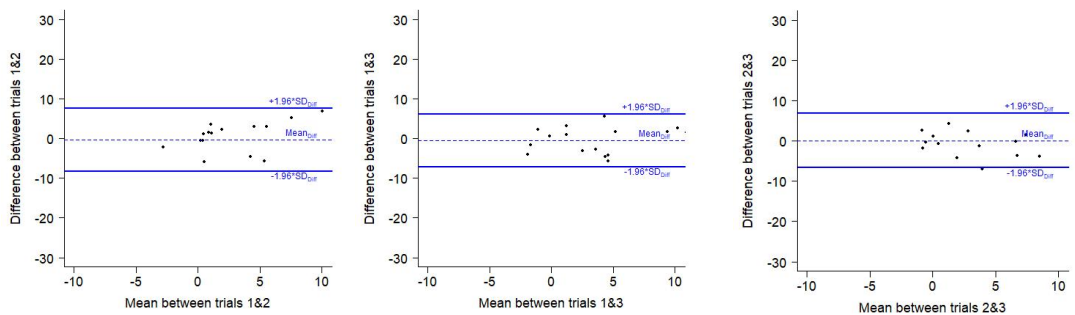


Figure S1. Bland and Altman plots for speed, cadence and stride length parameters in single task (ST), dual task (DT), and for dual task effects (DTE and DTE%) parameters

4.2. Etude de la marche dans la spondylarthrite axiale – effets de la douleur

Cette étude a fait l'objet d'un article soumis dans une revue internationale à comité de lecture :

Contribution 7 : Soulard J., Vaillant J., Baillet A., Gaudin P., Vuillerme N., *Patients with axial spondyloarthritis adopt a cautious gait pattern during walking: A comparative study. JMIR mHealth uHealth* 2021 (accepté)

Résumé

Introduction : La spondylarthrite axiale (SpA) peut entraîner des limitations de la mobilité spinale, associées à une limitation des amplitudes articulaires des membres inférieurs, une cyphose thoracique, une ankylose entre le bassin et la colonne ou une diminution de la force musculaire. Il est reconnu que ces facteurs peuvent avoir des conséquences sur les paramètres spatio-temporels de la marche. Cependant, aucune étude n'a évalué les paramètres spatio-temporels de la marche dans la SpA. De plus, des résultats divergents étaient retrouvés dans les études évaluant ces paramètres dans la spondylarthrite ankylosante, un sous-groupe des SpA, qui pourraient être expliqués par l'intensité de la douleur rapportée au moment de l'évaluation.

Objectifs : Cette étude a comparé les paramètres spatio-temporels de la marche chez des patients atteints de SpA et des volontaires sains appariés en âge en utilisant ou non la douleur comme co-variable.

Méthode : Trente patients atteints de SpA et trente volontaires sains appariés en genre et âge réalisaient un test de marche de 10 mètres à vitesse confortable. Les paramètres spatio-temporels de la marche étaient obtenus à partir de capteurs inerties disposés sur les pieds.

Résultats : L'âge, la taille et le poids n'étaient pas significativement différents entre les deux groupes. L'intensité de la douleur rapportée était supérieure chez les patients atteints de SpA par rapport aux volontaires sains. Les t-tests pour échantillon indépendants rapportaient que les patients atteints de SpA avaient une diminution de la vitesse de marche ($p < 0,001$), de la cadence ($p = 0,004$), de la longueur de l'enjambée ($p < 0,001$), et du temps d'oscillation ($p < 0,001$), avec une augmentation du temps de double appui ($p < 0,001$) et du temps d'appui ($p < 0,001$) par rapport aux volontaires sains. Quand l'intensité de la douleur était utilisée en co-variable, les paramètres spatio-temporels de la marche étaient toujours significativement différents entre les deux groupes, avec pour les patients atteints de SpA, une diminution de la vitesse de marche ($p < 0,001$), de la longueur de l'enjambée ($p = 0,001$) et du temps d'oscillation ($p < 0,001$) et une augmentation du temps de double appui ($p < 0,001$) et du temps d'appui ($p < 0,001$) par rapport aux volontaires sains. De façon intéressante, il n'y avait plus de différence significative entre les deux groupes pour la cadence ($p = 0,171$).

Conclusions : La marche est significativement altérée dans la SpA avec une diminution de la vitesse, de la cadence, de la longueur de l'enjambée et du temps d'oscillation, et une augmentation du temps de double appui et d'appui. Examinés ensemble, ces résultats pourraient être interprétés comme l'adoption d'un patron de marche précautionneux des patients atteints de SpA. Parmi les facteurs pouvant influencer la marche des patients atteints de SpA, l'intensité de la douleur rapportée par le patient pourrait jouer un rôle.

Patients with axial spondyloarthritis adopt a cautious gait pattern during walking: A comparative gait analysis study using foot-worn inertial sensors

Abstract

Background: Axial spondyloarthritis (axSpA) can lead to spinal mobility restrictions, associated to restricted lower limb ranges of motion, thoracic kyphosis, spinopelvic ankylosis, or decrease of muscle strength. It is well known that these factors can have consequences on spatio-temporal gait parameters during walking. However, no study assessed spatiotemporal gait parameters in axSpA. Besides, divergent results were obtained in the studies that have assessed spatiotemporal gait parameters in ankylosing spondylitis, a subgroup of axSpA which could be partly explained by self-reported pain intensity scores at time of assessment. Besides, inertial measurement units (IMUs) are increasingly popular and may facilitate gait assessment in clinical practice.

Objectives: This study compared spatiotemporal gait parameters assessed with foot-worn IMUs in patients with axSpA and matched healthy individuals without and with pain intensity score as a covariate.

Methods: Thirty patients with axSpA and thirty age- and sex-matched healthy controls (HC) performed a 10-m walk test at comfortable speed. Various spatiotemporal gait parameters were computed from foot-worn inertial sensors including gait speed in m.s⁻¹ (mean walking velocity), cadence in step/minute (number of steps in a minute), stride length in m (distance between two consecutive footprints of the same foot on the ground), swing time in % (portion of the cycle during which the foot is in the air), stance time in % (portion of the cycle during which part of the foot touches the ground) and double support time in % (portion of the cycle where both feet touch the ground).

Results: Age, height, weight were not significantly different between groups. Self-reported pain intensity was significantly higher in patients with axSpA than HC ($p < 0.001$). Independent sample t-tests indicated that patients with axSpA presented lower gait speed ($p < 0.001$) and cadence ($p = 0.004$), shorter stride length ($p < 0.001$) and swing time ($p < 0.001$), and longer double support time ($p < 0.001$) and stance time ($p < 0.001$) than HC. When using pain intensity as a covariate, spatiotemporal gait parameters were still significant with patients with axSpA exhibiting lower gait speed ($p < 0.001$), shorter stride length ($p = 0.001$) and swing time ($p < 0.001$), and longer double support time ($p < 0.001$) and stance time ($p < 0.001$) than matched HC. Interestingly, there was no longer statistically significant between group differences observed for the cadence ($p = 0.171$).

Conclusions: Gait is significantly altered in patients with axSpA with reduced speed, cadence, stride length, and swing time and increased double support and stance time. Taken together and looked into as a whole, these changes in spatiotemporal gait parameters could be interpreted as indicating the adoption of a so-called “cautious gait pattern” in patients with axSpA. Among factors that may influence gait in patients with axSpA, patient self-reported pain intensity could play a role. Finally, IMUs allowed computation of spatiotemporal gait parameters and are usable to assess gait in patients with axSpA in clinical routine.

Keywords: ankylosing spondylitis, spondylarthritis, gait, locomotion, pain

Introduction

The generic term 'spondyloarthritis' (SpA) regroups part of chronic inflammatory diseases with common clinical, genetic and pathophysiological features [1,2]. Diagnosis of SpA is based on the Assessment of Spondyloarthritis International Society (ASAS) criteria [3]. Two groups of SpA are defined: axial SpA (axSpA) with main manifestations being on spinal and sacroiliac joints, and peripheral SpA with main manifestations being arthritis, enthesitis or dactylitis [1,3]. In the present study, we will focus on axSpA which is divided in its radiographic (= ankylosing spondylitis, AS) and its non-radiographic (= nr-axSpA) forms [1,2]. Note that patients with axSpA could represent 0.13 to 1.4% of the world population [4].

Clinical manifestation of axSpA includes chronic inflammatory back pain and morning stiffness [5]. As a consequence of inflammation, structural damage can occur and can lead to spinal mobility restrictions [5] associated to restricted lower limb ranges of motion [6], thoracic kyphosis [7], spinopelvic ankylosis [7], decrease of muscle strength [8] and sarcopenia [8]. It is well known that these factors, such as limited range of motion [9], reduced muscle strength [10], sarcopenia [11], thoracic kyphosis and spinopelvic alignment [12] can have consequences on spatiotemporal gait parameters during walking.

At this point, however, it is interesting to note that a recent review concluded that no published work has investigated spatiotemporal gait parameters in patients with axSpA [13]. This is not the case for patients with AS, a subgroup of axSpA [3]. Indeed, a recent review [14] reported that 21 articles assessed gait in AS. Interestingly, only four of them (19%) used a healthy control group for comparison of spatiotemporal gait parameters [15–18]. What is more, results of these 4 studies are rather mixed and have reached somewhat inconsistent results and unanswered questions [15–18]. Some studies, indeed, reported gait impairment in patients with AS who presented lower gait speed [18] and lower stride length [16,18] than healthy controls. Other studies reported gait speed [15,17], stride length [15,17], cadence [16,17], swing time and stance time percentages [18] of patients with AS similar to those of healthy controls.

How could we explain these observed differences? It is first possible that the relatively small sample size of these studies (from $n=10$ [17] to 18 [18] in each group) represented an obstacle to the identification of any significant group differences. Note that this limitation is that of the authors themselves (DeDin et al. [15]: "However, further study should be performed on a larger sample subjects in order to confirm this hypothesis" (page 808) ; Zhang et al. [18]: "the sample size was limited."). It is also possible that self-reported pain intensity at the time of assessment play a role in these divergent results. Indeed, on the one hand, it is recognised that low back pain is one of the main symptoms of axSpA [5] and inflammatory back pain is a central criteria for disease diagnosis [3]. On the other hand, it is also well established that low back pain could significantly affect spatiotemporal gait parameters during walking [19–21]. For instance, previous studies have reported significant differences in spatiotemporal gait parameters between patients with low back pain and healthy matched controls [19,20]. Patients with low back pain presented lower gait speed [19,20] and cadence [20], shorter stride length [19,20] than healthy matched controls during walking. At this point, it is important to mention that self-reported pain intensity at time of evaluation was not reported in all studies on gait and AS. In particular, only studies from Mangone et al. [17] and Zhang et al. [18] have reported this parameter [17,18]). Regardless of this, a careful examination and comparative analysis of these two published works [17,18] nevertheless has drawn our attention to more specifically take into consideration the possible impact of pain on spatiotemporal gait parameters during walking.

To support this view, let us first consider the work of Mangone et al [17]. Analysis of spatiotemporal gait showed no significant between-group difference for gait speed (AS: 0.94 ± 0.2 ms^{-1} versus healthy controls: 0.96 ± 0.2 ms^{-1} , $p=0.78$) and stride length (AS: 1.09 ± 0.1 m versus healthy controls: 1.14 ± 0.2 m, $p=0.40$) [17]. Concomitantly, no between-group difference was observed for self-reported pain intensity reported at time of evaluation assessed with the visual analogic scale (VAS- AS: 1.0 ± 1.3 versus healthy controls: 0.7 ± 1.1) [17]. Worthy of note also are the very low self-reported pain intensity scores, close to 0. A value of 0 on the VAS is considered as

“no pain” while a value above 3 is considered as “moderate pain” [22]. In other words, participants of Mangone et al. study [17] could thus be considered as “pain-free participants”.

Unlike the findings of Mangone et al [17], analysis of data from Zhang et al [18] revealed between-group significant difference in spatiotemporal gait. Lower gait speed (AS: $1.15 \pm 0.21 \text{ ms}^{-1}$ versus healthy controls: $1.25 \pm 0.09 \text{ ms}^{-1}$, $p=0.009$) and shorter stride length (stride length/height: AS: $0.70 \pm 0.97 \text{ m/m}$ versus healthy controls: $0.76 \pm 0.42 \text{ m/m}$, $p=0.002$) were observed in patients with AS ($n=18$) than in healthy controls ($n=18$) [18]. Meanwhile, pain intensity scores reported with the VAS in patients with AS only [18] were 3.89 ± 1.64 . This value is above 3 and hence considered as “moderate pain” [22]. What is also interesting, this self-reported pain intensity score is 3 times higher than that reported by patients with AS involved in the study of Mangone et al. [17]. Although self-reported pain intensity was not collected in healthy controls, it is probable that value for healthy controls would have been close to 0 like in Mangone et al. study [17]. Taken together, the two above mentioned studies have prompted us to consider that inconsistent and inconclusive results on gait in AS could stem from self-reported pain intensity at the time of the evaluation *per se*. Moreover, Inertial Measurement Units (IMUs) are becoming helpful to assess gait in different populations [23,24]. IMUs allow computation of spatiotemporal gait parameters in clinical practice that are reliable in patients with axSpA. While previous studies demonstrated the advantages of using IMUs in axSpA to assess spinal mobility [25] or level of physical activity [26], no study assessed gait parameters using IMUs in patients with axSpA.

Overall, because of the lack of published works available on gait in patients with axSpA [13] and considering the divergent results obtained in the studies that have assessed spatiotemporal gait parameters in AS [14] which could be partly explained by self-reported pain intensity scores, this study was designed to compare spatiotemporal gait parameters in patients with axSpA and matched healthy individuals without and with pain intensity score as a covariate.

Materials and methods

Study design

The FOLOMI study (Function, Locomotion, Measurement, Inflammation) was approved by local ethic committee (CPP Ile De France 1, RCB: 2017-A03468-45, date of agreement: July 17th, Last version: V6.0, 17 June 2020) and is registered in Clinical trials (NCT03761212). All participants of the study signed informed consent.

Participants

Sample size of the present study was calculated using difference between patients with AS and healthy controls in stride length in Zebouni et al. study [16] with a standard deviation of 0.12 and an expected difference of 0.14, with a significance level of 0.05 and a power of 80%. Sample size was estimated at 12 in each group using Sample Size Calculator [27,28]. It was increased to 30 to allow the use of parametric tests.

Data for this cross-sectional study are a subset of individuals recruited in the FOLOMI's prospective study that has been described in a previous publication [29]. The first 30 patients with axSpA included in FOLOMI study, and 30 age- and sex-matched healthy controls were studied in this work. Inclusion and non-inclusion criteria of the FOLOMI study are detailed below for patient with axSpA and for healthy controls.

Patients with axSpA

Inclusion criteria:

- aged 18 to 65 years at time of their first evaluation
- axSpA (based on ASAS criteria [3] or AS (based on modified New York Criteria [30]))
- able to walk 180 m without technical help
- with stable treatment for 3 months
- with a public health insurance (French social security)

Non-inclusion criteria:

- musculo-skeletal, cardio-respiratory or neurologic disease that could affect gait
- hip or knee arthroplasty done or planned in the following 18 months
- not able to speak French

- desire of pregnancy in the following 18 months
- adults protected by laws (Article L1121-5)

Healthy controls

Inclusion criteria:

- aged 18 to 65 years at time of evaluation
- able to walk 180 m without technical help
- with a health insurance

Non-inclusion criteria:

- musculo-skeletal, cardio-respiratory or neurologic disease that could affect gait
- hip or knee arthroplasty done
- not able to speak French

Clinical characteristics of the participants

Age, sex, weight, height, self-reported pain intensity at time of evaluation and pain location were collected for both patients with axSpA and healthy controls by the same observer (JS) [29]. Self-reported pain intensity at time of evaluation score was assessed with the visual analogic scale (VAS), an horizontal line of 10 cm in length, anchored by word descriptors with on the left side “no pain” and on the right side “the worst imaginable pain” [22]. Participants were asked to mark the point corresponding his/her current pain. Participants were asked to localize their pain using pain areas figure [31].

For patients with axSpA only, disease clinical characteristics including treatment, disease duration and morning stiffness, and self-assessment questionnaires including the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI) [32] and the Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI) [33] were also collected [29].

Experimental protocol

Participants performed gait assessments described in a previous publication [29]. In the present study, data from the 10-Meter Walk Test in single-task condition only were considered. Participants had to perform a 10-Meter Walk test (10MWT) on a 14 meters walkway, at comfortable walking speed [34], in single-task condition (3 trial). Gait assessments were performed by the same examiner (JS). Participants wore walking shoes, with 2 inertial measurement units with tri-axial accelerometers and gyroscopes (Physilog5®, 200Hz, BioAGM, Gait Up, CH), placed above both feet (behind the base of the fifth metatarsal) [35]. The two first and last steps were removed from the analysis [36,37] and at least 16 steps were included in the analysis. For patients with axSpA, regarding the possible consequences of morning stiffness on functional limitations [38], gait assessment was performed at least 2 hours from the end of morning stiffness.

Spatiotemporal gait outcomes

After checking for non-significant differences between left and right feet, the following spatiotemporal gait parameters were computed from Gait Analysis Software (Gait Up, CH, V5.3.0) with the mean of right and left feet values for each trial:

- Speed (m.s⁻¹): mean walking stride velocity of forward walking
- Cadence (step/minute): Number of steps in a minute
- Stride length (m): Distance between two consecutive footprints on the ground, from the heel of a foot to the heel of the same foot, one cycle after
- Swing time (%): Portion of the cycle during which the foot is in the air and does not touch the ground
- Stance time (%): Portion of the cycle during which part of the foot touches the ground
- Double support time (%): Portion of the cycle where both feet touch the ground

The mean between trial 2 and 3 was calculated for each spatiotemporal gait parameter as it has recently been shown to be the more reliable to assess spatiotemporal gait parameters when performing a 10-m walk test at comfortable speed [35].

Data analysis

Data analysis were performed using SPSS 20 (IBM) and Microsoft Excel.

Independent samples t-tests were used to compare patients with axSpA and healthy controls in terms of age, gender, height, weight, self-reported pain intensity scores and spatiotemporal gait parameters.

In the interest of further discerning differences that could exist as a function of group versus changes in self-reported pain intensity scores, the spatiotemporal gait parameters were further analysed between groups using one-way analyses of covariance (ANCOVAs) with the addition of pain intensity score as a covariate.

Statistical threshold for all analyses was set at $p=0.05$. Effect size (Cohen's d and partial η^2) and 95% confidence intervals also were calculated.

Results

Demographic and clinical assessments

Demographic and clinical assessments for patients with axSpA and healthy controls are shown in Table 1.

When comparing patients with axSpA and healthy controls, there were no significant differences for age, height or weight, but patients with axSpA had higher self-reported pain intensity ($p<0.001$) (Table 1). In healthy controls, pain was located at the low back ($n=1$, 3.3%), the knees ($n=1$, 3.3%) or the shoulders ($n=1$, 3.3%). In axSpA, pain was located at the low back ($n=17$, 56.7%), the bottom or the sacroiliac joints ($n=12$, 40%), the thoracic back ($n=11$, 36.7%), the cervical back ($n=14$, 46.7%), the sternum or ribs ($n=1$, 3.3%) the hips ($n=6$, 20%), the knees ($n=9$, 30%), the ankle or feet ($n=3$, 10%), the shoulders ($n=6$, 20%), the elbows ($n=4$, 13.3%), or the hands ($n=5$, 16.7%).

Table 1 presents pharmacological treatments and disease characteristics for patients with axSpA. Most of patients with axSpA included in the present study had anti-TNF treatment ($n=21$, 70%), low disease activity with BASDAI < 4 (BASDAI: 3.04 ± 1.90) and low impact of axSpA on physical function (BASFI: 2.86 ± 2.04).

Spatiotemporal gait parameters

Spatiotemporal gait parameters for patients with axSpA and healthy controls are shown in Table 2 and illustrated in Figure 1.

Independent sample t-tests without covariate indicated that patients with axSpA presented lower gait speed ($p<0.001$) and cadence ($p=0.004$), shorter stride length ($p<0.001$) and swing time ($p<0.001$), and longer double support time ($p<0.001$) and stance time ($p<0.001$) than matched healthy controls (Table 2).

ANCOVA comparisons of spatiotemporal gait parameters between groups revealed that a significant effect of group was found ($F: 3.434$, $p= 0.004$, partial $\eta^2: 0.320$). Results for each spatiotemporal gait parameter can be found in Table 2. When using self-reported pain intensity score as a covariate, spatiotemporal gait parameters were still significant with patients with axSpA exhibiting lower gait speed ($p<0.001$), shorter stride length ($p=0.001$) and swing time ($p<0.001$), and longer double support time ($p<0.001$) and stance time ($p<0.001$) than matched healthy controls except for cadence which was not significant ($p=0.171$) (Table 2).

Discussion

Only few studies have assessed gait in the broader spectra of axSpA [13,26,39]). What is more, these studies have used clinical measurements of gait (i.e. 6-min walk test [26] or 6-meter maximum velocity test [39]) and did not used a healthy control group for comparison. Besides, inconsistent results were found in patients with AS regarding spatiotemporal gait parameters [15–18], which may be explained by rather small sample size of these studies and by self-reported pain intensity scores reported by the patients at the time of the evaluation.

This study was hence specifically designed to evaluate and compare spatiotemporal gait in 30 patients with axSpA and 30 matched healthy controls without and with pain intensity score as a covariate.

We found that patients with axSpA walked with reduced speed, cadence, stride length, and swing time and increased double support and stance time, and that pain could per se partly explain this gait behavior. These results are in line with those recently reported by Zhang et al. [18]. However, it should further be noted that we further broaden the range of patients by including patients with axSpA, including AS and nr-axSpA while Zhang et al. in assessed gait in patients with AS and with hip involvement only [18]. To our knowledge, this is the first study comparing spatiotemporal gait parameters in the broad range of patients with axSpA and matched healthy individuals [13]. Besides, Zhang et al. used three-dimensional motion-capture system [18], which is hardly accessible to clinical routine, while we used IMUs positioned on the feet, allowing computation of spatiotemporal gait parameters in clinical practice and/or in an ecological environment [23,40]. Finally, contrary to Zhang et al. study [18], we did include pain as a covariate to examine whether and to what extent self-reported pain intensity score could explain the gait differences observed between patients with axSpA and healthy controls.

Our results first showed a significant decrease of gait speed (control: 1.50 ± 0.16 versus axSpA: 1.27 ± 0.17 m/s, $\Delta = -16.6\%$, $P < 0.001$) of patients with axSpA as compared to matched healthy controls. This statistically significant difference is accompanied to a Cohen's d effect size of 1.17, hence suggesting that the between groups difference for the gait speed is "large" ($d > 0.8$) [41]. In the absence of published work gait in patients with axSpA [13] and although the included population was broader (axSpA versus AS), we were inclined to compare our results with those obtained in patients with AS. With this in mind, our result is in line with that reported in patients with AS by Zhang et al. [18] who compared 18 patients with AS to 18 healthy matched controls (control: 1.25 ± 0.09 versus AS: 1.15 ± 0.21 m/s, $\Delta = -8.3\%$, $P = 0.009$). Gait speed of patients and healthy controls measured in the present study was slightly higher than that reported in Zhang et al. study. (present study axSpA: 1.27 ± 0.17 versus Zhang et al. AS: 1.15 ± 0.21 m/s, $\Delta = -9.9\%$ [18]; present study control: 1.50 ± 0.16 versus Zhang et al. control: 1.25 ± 0.09 m/s, $\Delta = -16.6\%$ [18]). If gait was assessed along 10 meters in both studies, Zhang et al. study [18] included gait initiation, steady-state walking and gait termination in the analysis. In the present study, the acceleration and deceleration phases, achieved during gait initiation and termination were not included. We used a 14 meters walkway [42–44] and removed the two first and the two last steps of the trials [36,37] as previously proposed in other studies that have assessed spatiotemporal gait parameters during walking [45–47]. When comparing to other studies on AS, our result on gait speed does not corroborate those of Del Din et al. [15] (12 AS versus 12 controls, control: 1.12 ± 0.25 versus AS: 1.05 ± 0.23 m/s, $\Delta = -6.45\%$, $P = 0.33$) and Mangone et al. [17] (17 AS versus 10 controls, control: 0.96 ± 0.2 versus AS: 0.94 ± 0.2 m/s, $\Delta = -2.1\%$, $P = 0.78$) who did not report any significant between group differences for the gait speed [15,17].

Our results further showed a significant shorter stride length in patients with axSpA than in matched healthy controls (control: 1.56 ± 0.14 versus axSpA: 1.38 ± 0.15 m, $\Delta = -12.2\%$, $P < 0.001$) with a large Cohen's d effect size of 1.04. This result is in agreement with the decreased in stride length of patients with AS observed in two previous studies by Zebouni et al. [16] (12 AS versus 11 controls, control: 0.72 ± 0.13 versus AS: 0.58 ± 0.11 m, $\Delta = -21.5\%$, $P < 0.05$) and Zhang et al. [18] (stride length/height: control: 0.76 ± 0.42 , AS: 0.70 ± 0.97 , $\Delta = -8.2\%$, $P = 0.002$). However, our result is not in line with two other studies on AS by Del Din et al. [15] and Mangone et al. who did not report any significant differences of stride length between AS and controls [17] (control: 1.29 ± 0.30 versus AS: 0.98 ± 0.58 m, $\Delta = -27.3\%$, $P = 0.27$; [17]: control: 1.14 ± 0.2 versus AS: 1.09 ± 0.1 m, $\Delta = -4.48\%$, $P = 0.40$).

Our results further revealed a significant reduction of cadence in patients with axSpA as compared to matched healthy controls (control: 113.89 ± 6.35 versus axSpA: 108.41 ± 7.85 step/min, $\Delta = -4.9\%$, $P = 0.004$) with a medium effect size (Cohen's d: 0.72). This result does not support previous findings of Zhang et al. [18], Zebouni et al. [16] or Mangone et al. [17] as no significant difference of cadence between patients with AS and healthy controls was observed. ([18]: control: 0.94 ± 0.04 versus AS: 0.95 ± 0.09 /s, $\Delta = 1.06\%$, $P = 0.601$; [16]: control: 103.2 ± 6.6 versus AS: 102.6 ± 9 step/min, $\Delta = -0.58\%$, $P = \text{non-significant}$; [17]: control: 101.4 ± 8.7 versus AS: 102.4 ± 13.3 step/min, $\Delta = 0.98\%$, $P = 0.65$).

In addition to these three routinely used spatiotemporal gait parameters, we further computed temporal distribution of gait cycle phases using swing time, stance time, and double support time percentages. The distribution of swing and stance period are temporal indicators of gait pattern [48] and often used as objectives in gait rehabilitation [49]. Indeed, the percentage time spent on swing and stance phases are determined by various factors including balance [50], push-off force generation responsible for step asymmetry in chronic hemiparesis [51] and are associated to gait speed [52]. Only one study on patients with AS assessed these two temporal parameters [18]. Our results showed shorter swing time percentage (control: 39.84 ± 1.77 versus axSpA: $38.20 \pm 1.19\%$ of gait cycle, $\Delta = -4.2\%$, $P < 0.001$, Cohen's d: 0.96) and longer stance time percentage (control: 60.16 ± 1.77 versus axSpA: $61.8 \pm 1.19\%$ of gait cycle, $\Delta = 2.69\%$; $P < 0.001$, Cohen's d: -0.96) in patients with axSpA than matched healthy controls. Once again, our results are not in agreement with the existing literature as no significant difference with healthy controls of swing period was found by Zhang et al. [18] (right: control: 38.61 ± 1.55 versus AS: $38.29 \pm 2.62\%$ of gait cycle, $\Delta = -0.83\%$, $P = 0.642$; left: control: 38.49 ± 1.66 versus AS: $38.12 \pm 3.95\%$ of gait cycle, $\Delta = -0.97\%$, $P = 0.569$).

Our results further showed longer double support time percentage in patients with axSpA than matched healthy controls (control: 19.43 ± 3.42 versus axSpA: $22.99 \pm 2.5\%$ of gait cycle, $\Delta = 16.8\%$, $P < 0.001$, Cohen's d: -1.03). Note that the Cohen's d effect size for double support time can be considered as large (> 0.8). Interestingly, double support time percentage value obtained in the present study cannot be compared to other studies as this parameter has never been assessed in AS [14].

To conclude, both results of the present study and those published elsewhere revealed a remarkable lack of consensus in the academic literature on gait and AS, even though low number of published studies and various methodologies make comparisons rather difficult. What explanation could we have for these differences?

Note that the demographic and clinical characteristics of patients and healthy controls (age, weight, height) and disease duration of patients with axSpA involved in the present study (age: 45 years old, disease duration: 11.77 years) were comparable to those reported in previous studies (age between 38 and 49.4 years old [15–18]; disease duration : between 9.3 and 15 years [15–18] and hence may not account for the observed divergent results.

We further assessed if divergent results previously reported on gait in AS [14] could be partly explained by self-reported pain intensity score at the time of the evaluation per se. The second statistical analysis presented in this study showed that when adjusting for self-reported pain intensity, patients with axSpA still presented lower gait speed, shorter stride length and swing time, and longer double support time. Interestingly, our results also revealed that there was no longer statistically significant between group differences observed for the cadence. Taken together, these results suggest that differences between groups on cadence observed in the present study could thus stem from self-reported pain intensity at the time of the evaluation per se and could explained why previous studies in AS did not found significant differences on cadence [16,17] and reported low pain intensity in patients [17]. In a complementary way, results also suggest that differences between groups on the other spatiotemporal gait parameters observed in the present study could not stem from self-reported pain intensity at the time of the evaluation per se. In other words, conclusions should be made with caution with respect to the influence of pain. Whether or not self-reported pain intensity per se could play a role in gait impairment observed in patients with axSpA still remains an open, unresolved question.

To synthesize the findings, patients with axSpA presented lower gait speed and cadence, shorter stride length and swing time, and longer double support time and stance time than matched healthy controls during walking. Taken together and looked into as a whole, these changes in spatiotemporal gait parameters could be interpreted as the adoption of a more conservative or less destabilising gait in patients with axSpA (Figure 1). These results represent the characteristically so-called "cautious gait pattern" commonly observed in elderly persons [53], but also in individuals with gait disorders (e.g., patients with cerebellar ataxia [54], with sensory ataxia [54], adults with obesity [55–57], or with low back pain [19–21]). This typical characteristic

of “cautious gait” has already been observed in patients with AS [15,16]. However, these studies found that stride length was significantly shortened [16] or found only “a trend towards reduction” in gait speed or stride length ([15], p806) in patients with AS as compared to controls. Overall, it has been emphasized that individuals compensate for their balance disorders and/or gait by being more cautious during walking. Hence, adopting a more conservative gait pattern, characterized in particular by a slow gait speed, shortened stride/step length, reduced cadence, and an increased time spent in double limb support, could be viewed as an adaptation to ensure or increase stability and to maintain a safe gait [53,58].

It is important to note that the differences in spatiotemporal gait parameters obtained between patients with axSpA and healthy controls were outside the standard error of measurement and the minimal detectable change (MDC). MDC is the minimum value for which a difference can be considered as “real”, and was generated with the formula [59]. Indeed, MDC adapted to the present group ($MDC_{group} = MDC_{individual} \div \sqrt{n}$ [59,60]) was of 0.01 for speed and stride length, between 0.74 and 0.92 for cadence, between 0.24 and 0.53 for double support, and between 0.25 and 0.28 for swing time and stance time [35]. Accordingly, the significant between group differences observed for these six spatiotemporal gait parameters cannot be considered as a measurement error. All in all, the present findings showed that patients with axSpA did adopt a “cautious gait pattern” in a similar fashion as the previously mentioned populations [20,53–57].

Some limitations of the study should be acknowledged. Firstly, patients included in the study were between 18 and 65, with a pathology evolving with age with an increase of stiffness and limitations. Assessments of patients of older age could be interesting to capture gait alterations that can be associated with disease evolution. Secondly, although self-reported pain intensity measured at time of assessment was significantly higher in patients with axSpA than healthy controls, levels of pain were quite low (3.12 ± 2.38). Patients included in the present study were stable (i.e. with stable treatment for at least 3 months at time of inclusion) and may not represent the whole population of axSpA [61]. Further studies are thus necessary to explore gait in the broad disease of axSpA. Besides, patient-reported pain intensity is commonly measured with the single VAS. However, VAS alone may not capture all features of pain [62,63] and may be not sufficient to assess pain in patients with axSpA [64]. Finally, additional research is required to determine whether factors other than pain may influence gait in patients with axSpA.

Conclusions

To our knowledge, this is the first study comparing spatiotemporal gait parameters in the broad range of patients with axSpA and matched healthy individuals. Our results provide a comprehensive overview of the alterations of gait in patients with axSpA with reduced speed, cadence, stride length, and swing time and increased double support and stance. When all these changes in spatiotemporal gait parameters are taken together and looked into as a whole, it is possible to consider that patients with axSpA adopted a so-called “cautious gait pattern”. Besides, it is the first study to include pain intensity as a covariate to explain spatiotemporal gait parameters in patients with AS or axSpA. Although not a definitive finding, our results suggest that among factors that may influence gait in patients with axSpA, patient self-reported pain intensity could play a role, and hence should be addressed when assessing gait in this population.

References

1. Proft F, Poddubnyy D. Ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis: recent insights and impact of new classification criteria. *Ther Adv Musculoskelet Dis* 2018 Jun;10(5–6):129–139. [doi: 10.1177/1759720X18773726]
2. Raychaudhuri SP, Deodhar A. The classification and diagnostic criteria of ankylosing spondylitis. *J Autoimmun* 2014 Mar;48–49:128–133. [doi: 10.1016/j.jaut.2014.01.015]
3. Rudwaleit M, van der Heijde D, Landewé R, Listing J, Akkoc N, Brandt J, Braun J, Chou CT, Collantes-Estevez E, Dougados M, Huang F, Gu J, Khan MA, Kirazli Y, Maksymowych WP, Mielants H, Sørensen IJ, Ozgocmen S, Roussou E, Valle-Oñate R, Weber U, Wei J, Sieper J. The development of Assessment of SpondyloArthritis international Society classification criteria

- for axial spondyloarthritis (part II): validation and final selection. *Ann Rheum Dis* 2009 Jun;68(6):777–783. PMID:19297344
4. Bohn R, Cooney M, Deodhar A, Curtis JR, Golembesky A. Incidence and prevalence of axial spondyloarthritis: methodologic challenges and gaps in the literature. *Clin Exp Rheumatol* 2018 Apr;36(2):263–274.
 5. Sieper J, Poddubnyy D. Axial spondyloarthritis. *Lancet* 2017;390(10089):73–84. [doi: 10.1016/S0140-6736(16)31591-4]
 6. Bot SD, Caspers M, Van Royen BJ, Toussaint HM, Kingma I. Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: a pilot study. *Rheumatology* 1999 May;38(5):441–3.
 7. Sato T, Yonezawa I, Inoue H, Tada K, Kobayashi S, Hayashi E, Tamura N, Kaneko K, Juntendo AS Research Group. Relationship between characteristics of spinopelvic alignment and quality of life in Japanese patients with ankylosing spondylitis: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord* 2020 Jan 18;21(1):41. PMID:31954409
 8. Sahin N, Ozcan E, Baskent A, Karan A, Kasikcioglu E. Muscular kinetics and fatigue evaluation of knee using by isokinetic dynamometer in patients with ankylosing spondylitis. *Acta Reumatol Port* 2011 Sep;36(3):252–259. PMID:22113600
 9. Ro DH, Lee J, Lee J, Park J-Y, Han H-S, Lee MC. Effects of Knee Osteoarthritis on Hip and Ankle Gait Mechanics [Internet]. *Advances in Orthopedics*. Hindawi; 2019 [cited 2020 Nov 17]. p. e9757369. [doi: <https://doi.org/10.1155/2019/9757369>]
 10. Suh MJ, Kim BR, Kim SR, Han EY, Nam KW, Lee SY, Park YG, Kim WB. Bilateral Quadriceps Muscle Strength and Pain Correlate With Gait Speed and Gait Endurance Early After Unilateral Total Knee Arthroplasty: A Cross-sectional Study. *Am J Phys Med Rehabil* 2019;98(10):897–905. PMID:31094710
 11. Tanishima S, Hagino H, Matsumoto H, Tanimura C, Nagashima H. Association between sarcopenia and low back pain in local residents prospective cohort study from the GAINA study. *BMC Musculoskelet Disord* [Internet] 2017 Nov 15 [cited 2020 Nov 17];18. PMID:29141602
 12. Otayek J, Bizdikian AJ, Yared F, Saad E, Bakouny Z, Massaad A, Ghanimeh J, Labaki C, Skalli W, Ghanem I, Kreichati G, Assi A. Influence of spino-pelvic and postural alignment parameters on gait kinematics. *Gait Posture* 2020;76:318–326. PMID:31891899
 13. Soulard J, Vaillant J, Vuillerme N. Gait in patients with axial spondyloarthritis: a systematic review of the literature (submitted). 2020;
 14. Soulard J, Vaillant J, Agier C-T, Vuillerme N. Gait characteristics in patients with ankylosing spondylitis: a systematic review. *Clin Exp Rheumatol* 2020 05; PMID:33025884
 15. Del Din S, Carraro E, Sawacha Z, Guiotto A, Bonaldo L, Masiero S, Cobelli C. Impaired gait in ankylosing spondylitis. *Med Biol Eng Comput* 2011 Jul;49(7):801–9. [doi: 10.1007/s11517-010-0731-x]
 16. Zebouni L, Helliwell PS, Howe A, Wright V. Gait analysis in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 1992 Jul;51(7):898–9.
 17. Mangone M, Scettri P, Paoloni M, Procaccianti R, Spadaro A, Santilli V. Pelvis-shoulder coordination during level walking in patients with ankylosing spondylitis. *Gait Posture* 2011 May;34(1):1–5. [doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.02.002]
 18. Zhang G, Li J, Xia Z, Xu W. The gait deviations of ankylosing spondylitis with hip involvement. *Clin Rheumatol* 2019 Apr;38(4):1163–1175. [doi: 10.1007/s10067-018-4401-y]
 19. Demirel A, Onan D, Oz M, Ozel Asliyuce Y, Ulger O. Moderate disability has negative effect on spatiotemporal parameters in patients with chronic low back pain. *Gait Posture* 2020;79:251–255. PMID:32460134
 20. Bonab M, Colak TK, Toktas ZO, Konya D. Assessment of Spatiotemporal Gait Parameters in Patients with Lumbar Disc Herniation and Patients with Chronic Mechanical Low Back Pain. *Turk Neurosurg* 2020;30(2):277–284. PMID:32091127
 21. Hicks GE, Sions JM, Coyle PC, Pohlig RT. Altered Spatiotemporal Characteristics of Gait in Older Adults with Chronic Low Back Pain. *Gait Posture* 2017 Jun;55:172–176. PMID:28458149

22. Williamson A, Hoggart B. Pain: a review of three commonly used pain rating scales. *J Clin Nurs* 2005 Aug;14(7):798–804. PMID:1600093
23. Iosa M, Picerno P, Paolucci S, Morone G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Rev Med Devices* 2016 Jul;13(7):641–659. PMID:27309490
24. Chen S, Lach J, Lo B, Yang G-Z. Toward Pervasive Gait Analysis With Wearable Sensors: A Systematic Review. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 2016 Nov;20(6):1521–1537. [doi: 10.1109/JBHI.2016.2608720]
25. Aranda-Valera IC, Cuesta-Vargas A, Garrido-Castro JL, Gardiner PV, López-Medina C, Machado PM, Condell J, Connolly J, Williams JM, Muñoz-Esquivel K, O'Dwyer T, Castro-Villegas MC, González-Navas C, Collantes-Estévez E. Measuring Spinal Mobility Using an Inertial Measurement Unit System: A Validation Study in Axial Spondyloarthritis. *Diagnostics (Basel)* [Internet] 2020 Jun 24 [cited 2020 Jul 15];10(6). PMID:32599741
26. Coulter EH, McDonald MT, Cameron S, Siebert S, Paul L. Physical activity and sedentary behaviour and their associations with clinical measures in axial spondyloarthritis. *Rheumatol Int* 2020 Mar;40(3):375–381. PMID:31848736
27. Lwanga SK, Lemeshow S, Organization WH. Sample size determination in health studies : a practical manual [Internet]. World Health Organization; 1991 [cited 2020 Aug 6]. Available from: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/40062> ISBN:978-92-4-154405-4
28. wnarifin.github.io > Sample size calculator [Internet]. [cited 2020 Oct 27]. Available from: <https://wnarifin.github.io/ssc/ss2mean.html>
29. Soulard J, Vuillerme N, Gaudin P, Grange L, Baillet A, Cracowski J-L, Juvin R, Vaillant J. Gait as predictor of physical function in axial spondyloarthritis: the prospective longitudinal FOLOMI (Function, Locomotion, Measurement, Inflammation) study protocol. *Rheumatol Int* 2019 Aug 7; PMID:31392500
30. van der Linden S, Valkenburg HA, Cats A. Evaluation of diagnostic criteria for ankylosing spondylitis. A proposal for modification of the New York criteria. *Arthritis Rheum* 1984 Apr;27(4):361–368. PMID:6231933
31. Escalante A, Lichtenstein MJ, White K, Rios N, Hazuda HP. A method for scoring the pain map of the McGill Pain Questionnaire for use in epidemiologic studies. *Aging (Milano)* 1995 Oct;7(5):358–366.
32. Calin A, Garrett S, Whitelock H, Kennedy LG, O'Hea J, Mallorie P, Jenkinson T. A new approach to defining functional ability in ankylosing spondylitis: the development of the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index. *J Rheumatol* 1994 Dec;21(12):2281–2285.
33. Garrett S, Jenkinson T, Kennedy LG, Whitelock H, Gaisford P, Calin A. A new approach to defining disease status in ankylosing spondylitis: the Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index. *J Rheumatol* 1994 Dec;21(12):2286–2291.
34. Graham JE, Ostir GV, Fisher SR, Ottenbacher KJ. Assessing walking speed in clinical research: a systematic review. *J Eval Clin Pract* 2008 Aug;14(4):552–562. PMID:18462283
35. Soulard J, Vaillant J, Balaguier R, Baillet A, Gaudin P, Vuillerme N. Foot-Worn Inertial Sensors Are Reliable to Assess Spatiotemporal Gait Parameters in Axial Spondyloarthritis under Single and Dual Task Walking in Axial Spondyloarthritis. *Sensors Multidisciplinary Digital Publishing Institute*; 2020 Jan;20(22):6453. [doi: 10.3390/s20226453]
36. Truong PH, Lee J, Kwon A-R, Jeong G-M. Stride Counting in Human Walking and Walking Distance Estimation Using Insole Sensors. *Sensors (Basel)* [Internet] 2016 Jun 4 [cited 2020 Jan 22];16(6). PMID:27271634
37. Anwary AR, Yu H, Vassallo M. An Automatic Gait Feature Extraction Method for Identifying Gait Asymmetry Using Wearable Sensors. *Sensors (Basel)* [Internet] 2018 Feb 24 [cited 2020 Jan 22];18(2). PMID:29495299
38. Song Y, Wang C, Chen H. Functional limitation and associated factors in outpatients with ankylosing spondylitis in Southwest China. *Clin Rheumatol* 2017 Apr;36(4):871–877. PMID:28168660
39. Eppeland SG, Diamantopoulos AP, Soldal DM, Haugeberg G. Short term in-patient rehabilitation in axial spondyloarthritis - the results of a 2-week program performed in daily clinical practice. *BMC Res Notes* 2013 May 7;6:185. [doi: 10.1186/1756-0500-6-185]

40. Kavanagh JJ, Menz HB. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture* 2008 Jul;28(1):1–15. PMID:18178436
41. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2. ed., reprint. New York, NY: Psychology Press; 2009. ISBN:978-0-8058-0283-2
42. Cheng DK, Nelson M, Brooks D, Salbach NM. Validation of stroke-specific protocols for the 10-meter walk test and 6-minute walk test conducted using 15-meter and 30-meter walkways. *Top Stroke Rehabil* 2020;27(4):251–261. PMID:31752634
43. Chan WLS, Pin TW. Reliability, validity and minimal detectable change of 2-minute walk test, 6-minute walk test and 10-meter walk test in frail older adults with dementia. *Exp Gerontol* 2019 Jan;115:9–18. [doi: 10.1016/j.exger.2018.11.001]
44. Nascimento LR, Caetano LCG, Freitas DCMA, Morais TM, Polese JC, Teixeira-Salmela LF. Different instructions during the ten-meter walking test determined significant increases in maximum gait speed in individuals with chronic hemiparesis. *Brazilian Journal of Physical Therapy Brazilian Journal of Physical Therapy*; 2012 Apr;16(2):122–127. [doi: 10.1590/S1413-35552012005000008]
45. Graser JV, Letsch C, van Hedel HJA. Reliability of timed walking tests and temporo-spatial gait parameters in youths with neurological gait disorders. *BMC Neurol* 2016 Jan 31;16:15. [doi: 10.1186/s12883-016-0538-y]
46. Sorsdahl AB, Moe-Nilssen R, Strand LI. Test-retest reliability of spatial and temporal gait parameters in children with cerebral palsy as measured by an electronic walkway. *Gait Posture* 2008 Jan;27(1):43–50. PMID:17300940
47. Pérez-Sanpablo AI, Quinzanos-Fresnedo J, Loera-Cruz R, Quiñones-Uriostegui I, Rodríguez-Reyes G, Pérez-Zavala R. Validation of the instrumented evaluation of spatio-temporal gait parameters in patients with motor incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord Nature Publishing Group*; 2017 Jul;55(7):699–704. [doi: 10.1038/sc.2017.4]
48. Mariani B, Rouhani H, Crevoisier X, Aminian K. Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. *Gait Posture* 2013 Feb;37(2):229–234. PMID:22877845
49. Jayakaran P, DeSouza L, Cossar J, Gilhooly K. Influence of a walking aid on temporal and spatial parameters of gait in healthy adults. *PM R* 2014 Sep;6(9):796–801. PMID:24534098
50. Lopes PG, Lopes JAF, Brito CM, Alfieri FM, Rizzo Battistella L. Relationships of Balance, Gait Performance, and Functional Outcome in Chronic Stroke Patients: A Comparison of Left and Right Lesions. *Biomed Res Int [Internet]* 2015 [cited 2020 Oct 27];2015. PMID:26583129
51. Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, Kautz SA. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 2007 Jan;88(1):43–49. PMID:17207674
52. Wang Y, Mukaino M, Ohtsuka K, Otaka Y, Tanikawa H, Matsuda F, Tsuchiyama K, Yamada J, Saitoh E. Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *International Journal of Rehabilitation Research* 2020 Mar;43(1):69–75. [doi: 10.1097/MRR.0000000000000391]
53. Herssens N, Verbecque E, Hallemans A, Vereeck L, Van Rompaey V, Saeys W. Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait Posture* 2018 Jul;64:181–190. PMID:29929161
54. Pirker W, Katzenschlager R. Gait disorders in adults and the elderly. *Wien Klin Wochenschr* 2017;129(3):81–95. PMID:27770207
55. Lim J, Kim J, Seo K, van Emmerik REA, Lee S. The Effects of Mobile Texting and Walking Speed on Gait Characteristics of Normal Weight and Obese Adults. *Motor Control* 2020 Sep 10;1–17. PMID:32916659
56. Maktouf W, Durand S, Boyas S, Pouliquen C, Beaune B. Interactions among obesity and age-related effects on the gait pattern and muscle activity across the ankle joint. *Exp Gerontol* 2020 Oct 15;140:111054. PMID:32791335
57. McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, Dickerson J, Ward DS. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch Phys Med Rehabil* 2000 Apr;81(4):484–489. PMID:10768540

58. Cromwell RL, Newton RA. Relationship between balance and gait stability in healthy older adults. *J Aging Phys Act* 2004 Jan;12(1):90–100. PMID:15211023
59. Washabaugh EP, Kalyanaraman T, Adamczyk PG, Claflin ES, Krishnan C. Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait Posture* 2017 Jun;55:87–93. [doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.04.013]
60. Lu W-S, Wang C-H, Lin J-H, Sheu C-F, Hsieh C-L. The minimal detectable change of the simplified stroke rehabilitation assessment of movement measure. *J Rehabil Med* 2008 Aug;40(8):615–619. PMID:19020694
61. Madsen OR. Stability of fatigue, pain, patient global assessment and the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI) in spondyloarthropathy patients with stable disease according to the Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI). *Rheumatol Int* 2018 Mar;38(3):425–432. [doi: 10.1007/s00296-017-3920-1]
62. Kaciroti N, DosSantos MF, Moura B, Bellile EL, Nascimento TD, Maslowski E, Danciu TE, Donnell A, DaSilva AF. Sensory-Discriminative Three-Dimensional Body Pain Mobile App Measures Versus Traditional Pain Measurement With a Visual Analog Scale: Validation Study. *JMIR Mhealth Uhealth* [Internet] 2020 Aug 19 [cited 2020 Nov 19];8(8). PMID:32124732
63. Pathak A, Sharma S, Jensen MP. The utility and validity of pain intensity rating scales for use in developing countries. *Pain Rep* [Internet] 2018 Aug 6 [cited 2020 Nov 19];3(5). PMID:30534623
64. Duruöz MT, Acer Kasman S, Şahin N, Sezer İ, Bodur H, Ketenci A, Hizmetli S, Erdem Gürsoy D, Demir AN, Menekşeoğlu AK, Karadağ A, Baklacioğlu HŞ. Validity, reliability, and factor structure of the Istanbul Low Back Pain Disability Index in axial spondyloarthritis. *Mod Rheumatol* 2020 Mar 3;1–7. PMID:32075459

Table 1. Patients with axSpA and healthy controls clinical characteristics

| Clinical characteristics | Healthy controls (n=30) | | Patients with axSpA (n=30) | | Independent t-test | | |
|---|-------------------------|---------------|----------------------------|---------------|--------------------|------------------|-----------------|
| | n (%) | mean (sd) | n (%) | mean (sd) | t | p-value | 95%CI (LB-UB) |
| Demographics | | | | | | | |
| Age (years) | | 45.70 (10.60) | | 45.37 (10.54) | 0.121 | 0.904 | (-5.13 - 5.79) |
| Gender (Male) | 20 (66.6) | | 20 (66.6) | | | | |
| Weight (kg) | | 70.25 (10.27) | | 74.15 (12.94) | -1.294 | 0.201 | (-9.94 - 2.13) |
| Height (cm) | | 174.47 (7.48) | | 170.77 (7.82) | 1.873 | 0.066 | (-0.25 - 7.65) |
| Self-reported pain intensity scores at time of evaluation | | 0.20 (0.66) | | 3.12 (2.38) | -6.463 | <0.001 | (-3.82 - -2.02) |
| Pharmacological treatment | | | | | | | |
| Anti-TNF | 0 (0) | | 21 (70.0) | | | | |
| Anti-IL-17A | 0 (0) | | 2 (6.7) | | | | |
| DMARDs | 0 (0) | | 3 (10.0) | | | | |
| NSAIDs | 0 (0) | | 7 (23.3) | | | | |
| Pain relief | 0 (0) | | 7 (23.3) | | | | |
| No treatment | 30 (100) | | 3 (10) | | | | |
| Disease | | | | | | | |
| Disease duration from diagnosis (years) | | | | 11.77 (10.11) | | | |
| BASDAI | | | | 3.04 (1.90) | | | |
| BASFI | | | | 2.86 (2.04) | | | |
| Morning stiffness duration (min) | | | | 28.17 (33.71) | | | |

Table 2: Mean and standard deviations (sd) of spatiotemporal gait parameters obtained in patients with axSpA and healthy controls in single-task condition, with t-test and ANCOVA results when taking self-reported pain intensity as a covariate (a).

| | Healthy | axSpA | Independent t-test | | | | ANCOVA ^a | | |
|----------------------------|---------------|---------------|--------------------|---------|-----------|------------------|---------------------|---------|------------------|
| | mean (sd) | mean (sd) | t | p-value | Cohen's d | 95% CI (LB - UB) | F | p-value | Partial η^2 |
| Speed (m.s ⁻¹) | 1.50 (0.16) | 1.27 (0.17) | 5.528 | <0.001 | 1.17 | (0.15 - 0.32) | 15.268 | <0.001 | 0.211 |
| Cadence (step/min) | 113.89 (6.35) | 108.41 (7.85) | 2.970 | 0.004 | 0.72 | (1.79 - 9.17) | 1.922 | 0.171 | 0.033 |
| Stride length (m) | 1.56 (0.14) | 1.38 (0.15) | 4.679 | <0.001 | 1.04 | (0.10 - 0.25) | 13.508 | 0.001 | 0.192 |
| Double support time (%) | 19.43 (3.42) | 22.99 (2.50) | -4.609 | <0.001 | -1.03 | (-5.11 - -2.01) | 13.948 | <0.001 | 0.197 |
| Swing time (%) | 39.84 (1.77) | 38.20 (1.19) | 4.201 | <0.001 | 0.96 | (0.86 - 2.41) | 14.011 | <0.001 | 0.197 |
| Stance time (%) | 60.16 (1.77) | 61.80 (1.19) | -4.201 | <0.001 | -0.96 | (-2.41 - -0.86) | 14.011 | <0.001 | 0.197 |

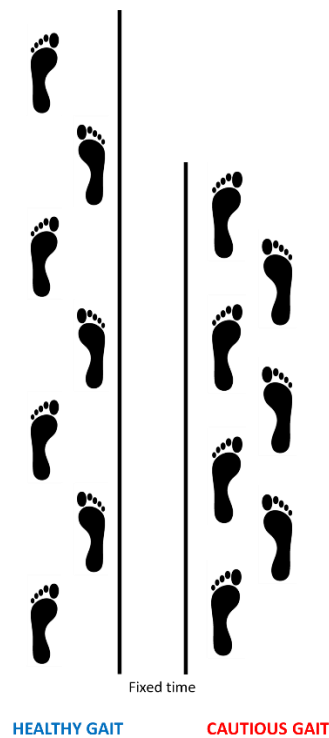


Figure 1. Illustration of a healthy gait and a “cautious gait pattern” characterized by reduced gait speed and cadence, shortened stride length and increased double support time.

4.3. Etude de la marche dans la spondylarthrite axiale – effets de la double tâche

Cette étude a fait l'objet d'un article soumis dans une revue internationale à comité de lecture :

Contribution 8 : Soulard J., Vaillant J., Baillet A., Gaudin P., Vuillerme N., *The effects of a secondary task on gait in in axial spondyloarthritis*. 2021 (soumis)

Résumé

Objectifs : De nombreuses études rapportent l'altération de la marche en situation de double tâche chez les sujets jeunes, âgés ou chez des patients atteints de pathologies neurologiques. Cependant, les études s'intéressant aux effets de la double tâche dans les pathologies chroniques inflammatoire rhumatismales sont limitées. L'objectif de cette étude était d'évaluer les effets de la double tâche lors de la marche des patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA) par rapport à une population de volontaires sains.

Méthode : Trente patients atteints de SpA et trente volontaires sains appariés en genre et âge réalisaient un test de marche de 10 mètres à vitesse confortable en condition de simple et double tâche ('transporter un verre rempli d'eau). Les capteurs inertiels disposés sur le pied étaient utilisés pour mesurer les paramètres spatio-temporels de la marche.

Résultats : L'analyse des paramètres spatio-temporels de marche a montré que la tâche manuelle secondaire influençait négativement la performance de marche avec une diminution significative de la vitesse ($p<0,001$), de la longueur de l'enjambée ($p<0,001$) et du temps d'oscillation ($p=0,008$) et une augmentation significative du temps de double appui ($p=0,002$) et du temps de'appui ($p=0,008$). Les résultats ont montré qu'il n'y avait pas d'interaction entre le groupe et la condition.

Conclusions : Les deux groupes ont présenté une diminution de la performance en double tâche en réduisant la vitesse, la longueur de l'enjambée et le temps d'oscillation et en augmentant le temps de double appui et d'appui. Les patients atteints de SpA n'étaient pas plus affectés par la double tâche que les volontaires sains appariés en genre et âge, suggérant que la tâche manuelle secondaire de demandait pas plus d'attention aux patients atteints de SpA. Une augmentation de la complexité de la tâche de marche ou de la tâche secondaire aurait pu accentuer la différence entre les deux groupes.

The effects of a secondary task on gait in axial spondyloarthritis

Abstract

Background: There is a plethora of literature reporting that gait pattern is negatively affected during dual-task walking in adults, or patients with neurologic disorders, but to our knowledge, studies on the effects of dual tasking in patients with chronic inflammatory rheumatic diseases are limited. The aim of this study was to assess dual tasking while walking in patients with axial spondyloarthritis (axSpA) in comparison to healthy controls.

Methods: Thirty patients with axSpA and thirty age and sex matched healthy controls underwent a 10-m walk test performed at a self-selected comfortable walking speed under two conditions: single-task and dual-task ('carrying a full cup of water'). Foot-worn inertial measurement units were used to compute spatiotemporal gait parameters.

Results: Analysis of spatiotemporal gait parameters showed that the secondary manual task negatively affected walking performance in terms of significantly decreased mean speed ($p < 0.001$), stride length ($p < 0.001$) and swing time ($p = 0.008$) and significantly increased double support ($p = 0.002$) and stance time ($p = 0.008$). Results further showed that no significant interaction of group and condition was observed.

Conclusions: Both groups showed lower gait performance in dual task condition by reducing speed and swing time, shortening stride length, and increasing double support and stance time. Patients with axSpA were not more affected by the dual task than age and sex matched healthy controls, suggesting that the secondary manual task did not require greater attention in patients with axSpA. Increasing the complexity of the walking and/or secondary task may increase the sensitivity of the dual-task design to axial spondylarthritis.

Keywords: ankylosing spondylitis, spondylarthritis, gait, dual-tasking, cognitive motor interference

Key messages

- Only few studies have assessed spatiotemporal gait parameters in axial spondyloarthritis and none assessed the effects of dual tasking on gait;
- Patients with axial spondyloarthritis and healthy controls walked more slowly, with shorter stride, lower cadence, lesser swing time, greater double support time and greater stance time in the dual-task condition as compared to the single-task condition;
- Patients with axial spondyloarthritis were not more affected by the dual task than age and sex matched healthy controls, suggesting that the secondary manual task did not require greater attention in patients with axial spondyloarthritis;
- The findings of the present study showed for the first time that patients with axial spondyloarthritis are significantly impaired while performing walking and manual tasks simultaneously, which may put them at risk for falling;
- It is possible that increasing the complexity of the walking and/or secondary task would increase the sensitivity of the dual-task design to axial spondyloarthritis.

Introduction

Walking while concurrently performing motor and/or cognitive tasks, such as carrying an object, talking with someone, calling or texting on a smartphone, or other attention-demanding tasks, is the norm rather than the exception during everyday life [1]. Maintaining a safe, stable and efficient gait pattern under such dual task conditions relies on the successful interaction between neural mechanisms that regulate balance and gait control and those that regulate the execution of concurrent motor and/or cognitive task [2].

There is a plethora of literature reporting that gait pattern is adversely affected during dual-task walking. This is the case for young healthy individuals [2–6], who generally presented reduced gait speed, shorter stride length, and increased time spent in double limb support in dual-task walking condition compared to single-task walking condition. The negative effect of dual tasks on gait is greater in older adults (e.g., see for reviews: [7–10]) and patients populations (patients with neurologic disorders (e.g., see for reviews: [11–14]), suggesting that walking requires greater cognitive resources in these populations *versus* young and/or healthy adults. At this point, it is important to mention that interpreting changes in dual-task walking performance is rather difficult [15]. It is indeed recognised that dual-task interference during walking does depend on a wide variety of factors (e.g., see for reviews: [8,10,12,15]), including among others the gait capabilities of the individuals. In fact, what the above mentioned older adults and patient populations seem to have in common is gait disorders. For instance, compared to young adults, older adults walked with slower walking, with shorter steps and prolonged double support (see for review [16]). These age-related changes in spatiotemporal gait parameters are recognised as indicating as the adoption of a more conservative or less destabilising gait, to avoid falls and/or reduce the energetic cost of mobility [16]. Note that this so-called “cautious gait pattern” has also been observed in patients with neurologic disorders (patients after a stroke [17], patients with sensory or cerebellar ataxia [18], patients with subcortical disequilibrium [19]).

To the best of our knowledge, no studies have examined dual-task walking in patients with chronic inflammatory rheumatic diseases. However, recent studies have reported similar gait disorders in patients with axSpA [20] than those observed in the above-mentioned older and patient populations [9,17–19,21,22]. Along these lines, considering also as others [7–14] that dual task paradigms can provide important insights into the interactions between cognition and the control of walking, the purpose of this study was to assess dual tasking while walking in patients with axSpA in comparison to healthy matched controls.

We hypothesized that (1) the concurrent performance of a secondary manual task would negatively affect spatiotemporal gait parameters during walking, and (2) spatiotemporal gait parameters would be more affected by dual-tasking in patients with axSpA as compared to healthy matched controls.

Methods

Study design

The present study takes part of a larger prospective study called “FOLOMI (Function, Locomotion, Measurement, Inflammation)” [23], registered in Clinical Trials (NCT03761212), which has been approved by local ethic committee CPP Ile De France 1, RCB: 2017-A03468-45, date of agreement: July 17th, Last version: V6.0, 17 June 2020). Written signed informed consent was required for all participants of the study to participate in the FOLOMI prospective study [23].

Data of the present study for the single task condition have been already presented in a previous publication [20]. These data are included only as reference for the dual task walking condition, insofar as the present study focused on the effects of a secondary task on spatiotemporal gait parameters in axSpA. Dual task data have not been published previously in any form.

Participants

To calculate the number of subjects required for the study, we used results presented in Zebouni et al. study [24] regarding stride length differences between patients and HC. With a standard deviation of 0.12 and an expected difference of 0.14, and a significance level and a power set

respectively at 0.05 and 80%, sample size was estimated at 12 in each group using Sample Size Calculator [25,26] and was brought to 30 to allow the use of parametric tests.

The first thirty patients with axSpA included in FOLOMI study were age and sex matched to thirty healthy controls. Inclusion and non-inclusion criteria are listed in Table 1 [23].

Clinical characteristics of the participants

Clinical characteristics including age, sex, weight, height and pain intensity were gathered for both patients with axSpA and healthy controls by the same observer (JS) [23].

Disease duration from diagnosis, morning stiffness, the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI) [29], the Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI) [29] and treatments were collected for patients with axSpA only [23].

Experimental protocol

A 10-m walk test was performed at comfortable walking speed [30] in single- and dual-task conditions (3 trials per condition). For the dual-task condition, participants had to walk at comfortable speed and to carry a full cup of water in their dominant hand with the instruction to “perform both tasks as well as possible” [31,32]. Performance of the secondary task was assessed by the examiner who noted whether there was any spillage of water [32].

Participants had to wear walking shoes and 2 inertial measurements units (IMUs) with tri-axial accelerometers and gyroscopes (Physilog5®, 200Hz, BioAGM, Gait Up, CH) were placed above both feet (behind the base of the fifth metatarsal) [33] (Figure 1). The two first and last steps were removed from the analysis [34,35] and at least 16 steps were included in the analysis. Gait assessments were performed by the same examiner (JS). For patients with axSpA, assessments were planned at least 2 hours from the end of morning stiffness in relationship with possible consequences of morning stiffness on functional limitations [36].

Gait outcomes

Spatiotemporal gait parameters were calculated from IMUs signals using the Gait Analysis Software (Gait Up, CH, V5.3.0). Means of right and left feet values were computed after checking for non-significant differences between left and right feet. The means of the second and the third trials was calculated for each of the following spatiotemporal gait parameters [37]:

- Speed (m.s⁻¹): Mean walking stride velocity of forward walking
- Cadence (step/minute): Number of steps in a minute
- Stride length (m): Distance between two consecutive footprints on the ground, from the heel of a foot to the heel of the same foot, one cycle after
- Swing time (%): Portion of the cycle during which the foot is in the air and does not touch the ground
- Stance time (%): Portion of the cycle during which part of the foot touches the ground
- Double support time (%): Portion of the cycle where both feet touch the ground

Data analysis

Statistical analysis was performed using SPSS 20 (IBM) and Microsoft Excel.

To compare clinical characteristics between patients with axSpA and healthy controls, independent sample t-tests were performed for age, height, weight and pain intensity. Independent sample t-tests were used to compare performances of the secondary manual task.

To examine the effects of condition and group on spatiotemporal gait parameters, repeated measures analyses of variance (RM-ANOVA) were conducted with within factor being condition (single- or dual-task condition) and between factor being the group (healthy controls or patients with axSpA). From each comparison, 95% confidence intervals (CI) were calculated and effect sizes were computed using partial Eta-squared (η^2) which was calculated as the ratio of the effect variance to the total variance. A partial η^2 value of 0.45 means that the independent variable has 45% effect on the dependent variable outcome. The significance of the p-value was set at 0.05.

Results

Study population

The population included in the present study is the same that has been presented in a previous publication and is presented in Table 2 [20].

Mean disease axSpA duration was of 11.77 ± 10.11 years and mean morning stiffness duration of patients with axSpA was 28.17 ± 33.71 min. Patients with axSpA presented low disease activity (mean BASDAI: 3.04 ± 1.90) and low impact of axSpA on physical function (mean BASFI: 2.86 ± 2.04). Most of patients with axSpA had anti-TNF treatment ($n=21$, 70%), while others had Interleukin-17A ($n=2$, 6.7%), nonsteroidal anti-inflammatory drugs ($n=7$, 23.3%), disease modifying anti-rheumatic drugs ($n=3$, 10%) and/or pain reliefs ($n=7$, 23.3).

Gait performance

Spatiotemporal gait parameters in single- and dual-task conditions are illustrated in Figure 2 for each group.

Results showed main effects of group for each evaluated spatiotemporal gait parameter, namely gait speed ($F(1,58)=31.528$, $p<0.001$, partial $\eta^2=0.352$, fig 2A), cadence ($F(1,58)=9.383$, $p=0.003$, partial $\eta^2=0.139$, fig 2B), stride length ($F(1,58)=23.067$, $p<0.001$, partial $\eta^2=0.285$, fig 2C), double support time ($F(1,57)=24.329$, $p<0.001$, partial $\eta^2=0.299$, fig 2D), swing time ($F(1,58)=20.922$, $p<0.001$, partial $\eta^2=0.265$, fig 2E), and stance time ($F(1,58)=20.922$, $p<0.001$, partial $\eta^2=0.265$, fig 2F).

Results also showed main effects of condition for five out of six evaluated spatiotemporal gait parameter, namely, gait speed ($F(1,58)=23.674$, $p<0.001$, partial $\eta^2=0.290$, fig 2A), stride length ($F(1,58)=42.833$, $p<0.001$, partial $\eta^2=0.425$, fig 2C), double support time ($F(1,57)=11.105$, $p=0.002$, partial $\eta^2=0.163$, fig 2D), swing time ($F(1,58)=7.591$, $p=0.008$, partial $\eta^2=0.116$, fig 2E), and stance time ($F(1,58)=7.691$, $p=0.008$, partial $\eta^2=0.116$, fig 2F). No significant main effect of condition was observed for cadence ($F(1,58)=1.865$, $p=0.177$, partial $\eta^2=0.031$, fig 2B).

Results further showed no significant interaction of group and condition for all evaluated spatiotemporal parameters, namely gait speed ($F(1,58)=0.108$, $p=0.743$, partial $\eta^2=0.002$), cadence ($F(1,58)=0.540$, $p=0.465$, partial $\eta^2=0.009$), stride length ($F(1,58)=0.215$, $p=0.644$, partial $\eta^2=0.004$), double support time ($F(1,57)=1.562$, $p=0.216$, partial $\eta^2=0.027$), swing time ($F(1,58)=1.171$, $p=0.284$, partial $\eta^2=0.020$), stance time ($F(1,58)=1.171$, $p=0.284$, partial $\eta^2=0.020$).

Secondary task performance

Analysis of the performance of the secondary task first showed that most of the participants did not spilled water out of the glass (axSpA: $n=29$, 96.6%; controls: $n=28$, 93.3%). Furthermore, no significant difference was found on the number of time the participants spilled water out of the glass between the two groups (axSpA: 0.13 ± 0.73 , controls: 0.07 ± 0.25 , $p=0.638$).

Discussion

Dual-task paradigm has become a well-established research paradigm to examine the interactions between cognition and the control of walking (e.g. see [2–14], for recent reviews). Although this paradigm has been widely used in older adults [7–10] and patient populations [11–14], to the best of our knowledge, this is the first study assessing dual tasking while walking in patients with axSpa [38].

Results first showed that gait performance was adversely affected by the concurrent execution of the manual task in healthy adults. Specifically, significant changes in spatiotemporal gait parameters were characterized by walking speed decreased by 4.8%, stride length decreased by 3.9%, swing time decreased by 0.6%, stance time increased by 0.4% and double support time increased by 2.7% during the dual-task as compared to the single-task walking condition. These results were expected in line with hypothesis 1. They are indeed in accordance with previous studies that have used a similar secondary manual task while walking at self-selected comfortable speed [5,39,40] and have reported significant alterations of gait patterns in healthy individuals [5,39,40]. These results [5,39,40] and ours hence suggest that interference of manual task with

gait performance, that is classically explained by competing demands for attentional resources involved in both concurrent tasks [3,8,10], can occur even in healthy adults [5,39,40]. Otherwise, indeed, the simultaneous execution of the manual task would not have significantly affected gait performance or secondary manual task performance.

More originally, in line with our hypothesis 1, results further showed that walking performance of patients with axSpa also was significantly impaired while performing walking and manual task simultaneously. The concurrent execution of the secondary manual task negatively affected walking performance in terms of significantly decreased mean speed by 6.5%, stride length by 5.2%, and swing time 1.4%, and significantly increased double support by 4.8% and stance time by 0.9% in the dual-task condition as compared to the single-task condition. To the best of our knowledge this result obtained in patients with axSpa is new.

Finally, perhaps the most interesting (and unexpected) result of this study was that dual task effects on walking performance were similar between patients with axSpa and age and sex matched healthy controls. Indeed, no significant interaction of group and condition for any of the calculated spatiotemporal gait parameter were found. In other words, contrary to our hypothesis 2 and to previous observations in other patient populations (e.g. patients with neurologic disorders (e.g., see for reviews: [11–14])), patients with axSpa were not more affected by the dual task than age and sex matched healthy controls. Interestingly, together with the absence of significant difference on the performance of the secondary manual task between the two groups, this result suggests that gait, although significantly altered in patients with axSpa in both single- and dual-task conditions as compared to age and sex healthy controls, did not require greater attention in patients with axSpa.

That being said, it is important to bear in mind that the explanations of dual-task interference are based on the assumption that attentional resources are limited [3]. Accordingly, dual-task interference is likely to occur if the available central capacity of the individual is exceeded, which causes an inability to appropriately adapt the allocation of attention between the two concurrently performed gait and secondary tasks. Accordingly, dual-task interference can theoretically be either (1) cognitive-locomotor related (i.e. with effects on *both* cognitive and locomotor tasks), (2) cognitive-related (i.e. with effects on cognitive task *only*), (3) motor-related (i.e. with effects on locomotor task *only*) or (4) absent [12]. In the present study, dual-task interference observed in both patients with axSpa and healthy controls can be placed in the class of ‘motor-related’ as the gait performance was significantly altered during dual-task walking and the performance of secondary manual task while walking remained maximal. However, note that both patients with axSpa and healthy controls experienced little ‘motor-related’ dual-task interference, as the decrement in gait performance on the a 10-m walk test relative to single-task performance was minimal (see percentage changes in spatiotemporal gait parameters from single- to dual-task condition below, from 0.4 to 4.78% in healthy controls and from 0.87 to 6.5% in patients with axSpa).

At this point, within the context of a dual-task, the attentional demand associated with gait depends on various factors [8,10,12,15] that could account for the observed results. These factors could be regarded as possible explanations and as study limitation that we acknowledge.

Firstly, we are aware that the type, the level of complexity and novelty of either the primary walking task [41–44] and/or concurrent secondary task [8,10,12,15] can significantly influence the dual-task interference during walking (e.g., see [8,10,12,15] for recent reviews). However, in the present study, only one walking task (walking at a self-selected comfortable speed) [30,42] and one secondary task (‘carrying a full cup of water’) [5,39] were investigated. These two tasks were chosen on the basis on the recommendations from a recent systematic review that dual-task assessments should be performed “in similar contexts of individuals’ daily lives to ensure ecological validity” ([12], page 1). Note however that these two tasks may not may not be representative of all dual-task conditions during walking. These two tasks hence represents relatively easy and familiar tasks in terms of level of complexity (i.e. the task’s constraints and environmental context) and novelty (i.e. the individual’s previous experience with performance of the tasks). What is more, these two tasks are also routinely used in clinical settings to assess gait in a wide range of patient populations. Secondly, we are aware that dual-task interference

during walking also depends on the study population [45,46]. Naturally, this factor must be considered in close connection with the above-mentioned task-related factors. Indeed, depending on the characteristics of the study population, the tasks may not be challenging enough to reach/exceed the central capacity limit. It is thus probable that the attentional resources required to simultaneously perform the walking task and the manual task did not overload the available central resources and, consequently, only induced little dual-task interference with minor gait alterations. Patients with axSpA included in the present study were 18-65, with stable treatment for at least 3 months, able to walk 180m without technical help. Besides, they had low disease activity (BASDAI: 3.04 ± 1.90) with low impact of physical function (BASFI: 2.86 ± 2.04). Note that these patients may not represent the whole population of axSpA [47].

In other words, the present findings are neither transferable to other walking and secondary tasks nor other cohorts of patients with axSpA. Accordingly, further studies that will employ other walking tasks [41-44] and/or secondary tasks [8,10,12,15] and/or recruit other cohorts (e.g., patients with lower walking range, or higher disease activity with more impact on physical function) are needed to confirm and to generalize our results. It is possible that increasing the complexity of the walking and/or secondary task would increase the sensitivity of the dual-task design to spondylarthritis. Limitations notwithstanding, the findings of the present study showed for the first time that gait of patients with axSpa is significantly impaired while performing walking and manual tasks simultaneously, which may put them at risk for falling [48,49].

References

- 1 Mclsaac TL, Lamberg EM, Muratori LM. Building a Framework for a Dual Task Taxonomy. *BioMed Res. Int.* 2015. <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/591475/> (accessed 14 Jan 2020).
- 2 Kelly VE, Janke AA, Shumway-Cook A. Effects of instructed focus and task difficulty on concurrent walking and cognitive task performance in healthy young adults. *Exp Brain Res Exp Hirnforsch Exp Cerebrale* 2010;**207**:65-73. doi:10.1007/s00221-010-2429-6
- 3 Beurskens R, Steinberg F, Antoniewicz F, *et al.* Neural Correlates of Dual-Task Walking: Effects of Cognitive versus Motor Interference in Young Adults. *Neural Plast* 2016;**2016**. doi:10.1155/2016/8032180
- 4 Stöckel T, Mau-Moeller A. Cognitive control processes associated with successful gait performance in dual-task walking in healthy young adults. *Psychol Res* 2020;**84**:1766-76. doi:10.1007/s00426-019-01184-4
- 5 Kwon Y, Kwon JW, Cho IH. The difference of gait characteristic according to the variety of dual tasks in young healthy adults. *Work Read Mass* 2019;**63**:33-8. doi:10.3233/WOR-192905
- 6 Johnson RS, Scott KH, Lynall RC. A Proposal for Complex Gait Evaluation Using Dual-Task Gait Termination Time. *J Sport Rehabil* 2020;**1**-6. doi:10.1123/jsr.2020-0080
- 7 Beurskens R, Bock O. Age-Related Deficits of Dual-Task Walking: A Review. *Neural Plast* 2012;**2012**:1-9. doi:10.1155/2012/131608
- 8 Al-Yahya E, Dawes H, Smith L, *et al.* Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev* 2011;**35**:715-28. doi:10.1016/j.neubiorev.2010.08.008
- 9 Smith E, Cusack T, Cunningham C, *et al.* The Influence of a Cognitive Dual Task on the Gait Parameters of Healthy Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Aging Phys Act* 2017;**25**:671-86. doi:10.1123/japa.2016-0265
- 10 Wollesen B, Wanstrath M, van Schooten KS, *et al.* A taxonomy of cognitive tasks to evaluate cognitive-motor interference on spatiotemporal gait parameters in older people: a systematic review and meta-analysis. *Eur Rev Aging Phys Act Off J Eur Group Res Elder Phys Act* 2019;**16**:12. doi:10.1186/s11556-019-0218-1
- 11 Lee H, Sullivan SJ, Schneiders AG. The use of the dual-task paradigm in detecting gait performance deficits following a sports-related concussion: a systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport* 2013;**16**:2-7. doi:10.1016/j.jsams.2012.03.013

- 12 Deblock-Bellamy A, Lamontagne A, Blanchette AK. Cognitive-Locomotor Dual-Task Interference in Stroke Survivors and the Influence of the Tasks: A Systematic Review. *Front Neurol* 2020;**11**. doi:10.3389/fneur.2020.00882
- 13 Yogev G, Giladi N, Peretz C, *et al*. Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: which aspects of gait are attention demanding? *Eur J Neurosci* 2005;**22**:1248–56. doi:10.1111/j.1460-9568.2005.04298.x
- 14 Postigo-Alonso B, Galvao-Carmona A, Benítez I, *et al*. Cognitive-motor interference during gait in patients with Multiple Sclerosis: a mixed methods Systematic Review. *Neurosci Biobehav Rev* 2018;**94**:126–48. doi:10.1016/j.neubiorev.2018.08.016
- 15 Bayot M, Dujardin K, Tard C, *et al*. The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiol Clin Clin Neurophysiol* 2018;**48**:361–75. doi:10.1016/j.neucli.2018.10.003
- 16 Aboutorabi A, Arazpour M, Bahramizadeh M, *et al*. The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging Clin Exp Res* 2016;**28**:393–405. doi:10.1007/s40520-015-0420-6
- 17 Chatterjee SA, Daly JJ, Porges EC, *et al*. Mobility Function and Recovery After Stroke: Preliminary Insights From Sympathetic Nervous System Activity. *J Neurol Phys Ther JNPT* 2018;**42**:224–32. doi:10.1097/NPT.0000000000000238
- 18 Pirker W, Katzenschlager R. Gait disorders in adults and the elderly. *Wien Klin Wochenschr* 2017;**129**:81–95. doi:10.1007/s00508-016-1096-4
- 19 Lam R. Office management of gait disorders in the elderly. *Can Fam Physician* 2011;**57**:765–70.
- 20 Soulard J, Vaillant J, Baillet A, *et al*. Patients with axial spondyloarthritis adopt a cautious gait pattern during walking: A comparative gait analysis study using foot-worn inertial sensors. *JMIR mHealth uHealth* 2021 (accepted).
- 21 Belur P, Hsiao D, Myers PS, *et al*. Dual-task costs of texting while walking forward and backward are greater for older adults than younger adults. *Hum Mov Sci* 2020;**71**:102619. doi:10.1016/j.humov.2020.102619
- 22 Prupetkaew P, Lugade V, Kamnardsiri T, *et al*. Cognitive and visual demands, but not gross motor demand, of concurrent smartphone use affect laboratory and free-living gait among young and older adults. *Gait Posture* 2019;**68**:30–6. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.11.003
- 23 Soulard J, Vuillerme N, Gaudin P, *et al*. Gait as predictor of physical function in axial spondyloarthritis: the prospective longitudinal FOLOMI (Function, Locomotion, Measurement, Inflammation) study protocol. *Rheumatol Int* Published Online First: 7 August 2019. doi:10.1007/s00296-019-04396-4
- 24 Zebouni L, Helliwell PS, Howe A, *et al*. Gait analysis in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 1992;**51**:898–9.
- 25 Lwanga SK, Lemeshow S, Organization WH. *Sample size determination in health studies: a practical manual*. World Health Organization 1991. <https://apps.who.int/iris/handle/10665/40062> (accessed 6 Aug 2020).
- 26 wnarifin.github.io > Sample size calculator. <https://wnarifin.github.io/ssc/ss2mean.html> (accessed 27 Oct 2020).
- 27 Sieper J, Rudwaleit M, Baraliakos X, *et al*. The Assessment of SpondyloArthritis international Society (ASAS) handbook: a guide to assess spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 2009;**68 Suppl 2**:ii1-44. doi:10.1136/ard.2008.104018
- 28 van der Linden S, Valkenburg HA, Cats A. Evaluation of diagnostic criteria for ankylosing spondylitis. A proposal for modification of the New York criteria. *Arthritis Rheum* 1984;**27**:361–8. doi:10.1002/art.1780270401
- 29 Zochling J. Measures of symptoms and disease status in ankylosing spondylitis: Ankylosing Spondylitis Disease Activity Score (ASDAS), Ankylosing Spondylitis Quality of Life Scale (ASQoL), Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI), Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI), Bath Ankylosing Spondylitis Global Score (BAS-G), Bath Ankylosing Spondylitis Metrology Index (BASMI), Dougados Functional Index (DFI), and

- Health Assessment Questionnaire for the Spondylarthropathies (HAQ-S). *Arthritis Care Res Hoboken* 2011;**63 Suppl 11**:S47-58. doi:10.1002/acr.20575
- 30 Graham JE, Ostir GV, Fisher SR, *et al.* Assessing walking speed in clinical research: a systematic review. *J Eval Clin Pract* 2008;**14**:552–62. doi:10.1111/j.1365-2753.2007.00917.x
 - 31 Beauchet O, Allali G, Sekhon H, *et al.* Guidelines for Assessment of Gait and Reference Values for Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults: The Biomathics and Canadian Gait Consortiums Initiative. *Front Hum Neurosci* 2017;**11**:353. doi:10.3389/fnhum.2017.00353
 - 32 Yang L, He C, Pang MYC. Reliability and Validity of Dual-Task Mobility Assessments in People with Chronic Stroke. *PLoS ONE* 2016;**11**. doi:10.1371/journal.pone.0147833
 - 33 Lefebvre N, Degelaen M, Truyers C, *et al.* Validity and Reproducibility of Inertial Physilog Sensors for Spatiotemporal Gait Analysis in Patients With Stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng Publ IEEE Eng Med Biol Soc* 2019;**27**:1865–74. doi:10.1109/TNSRE.2019.2930751
 - 34 Truong PH, Lee J, Kwon A-R, *et al.* Stride Counting in Human Walking and Walking Distance Estimation Using Insole Sensors. *Sensors* 2016;**16**. doi:10.3390/s16060823
 - 35 Anwary AR, Yu H, Vassallo M. An Automatic Gait Feature Extraction Method for Identifying Gait Asymmetry Using Wearable Sensors. *Sensors* 2018;**18**. doi:10.3390/s18020676
 - 36 Song Y, Wang C, Chen H. Functional limitation and associated factors in outpatients with ankylosing spondylitis in Southwest China. *Clin Rheumatol* 2017;**36**:871–7. doi:10.1007/s10067-017-3563-3
 - 37 Soulard J, Vaillant J, Balaguier R, *et al.* Foot-Worn Inertial Sensors Are Reliable to Assess Spatiotemporal Gait Parameters in Axial Spondyloarthritis under Single and Dual Task Walking in Axial Spondyloarthritis. *Sensors* 2020;**20**:6453. doi:10.3390/s20226453
 - 38 Soulard J, Vaillant J, Vuillerme N. Gait in patients with axial spondyloarthritis: a systematic review of the literature (submitted).
 - 39 Abbruzzese LD, Rao AK, Bellows R, *et al.* Effects of manual task complexity on gait parameters in school-aged children and adults. *Gait Posture* 2014;**40**:658–63. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.07.017
 - 40 Yang Y-R, Chen Y-C, Lee C-S, *et al.* Dual-task-related gait changes in individuals with stroke. *Gait Posture* 2007;**25**:185–90. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.03.007
 - 41 Fino PC, Parrington L, Pitt W, *et al.* Detecting gait abnormalities after concussion or mild traumatic brain injury: A systematic review of single-task, dual-task, and complex gait. *Gait Posture* 2018;**62**:157–66. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.03.021
 - 42 Nazary-Moghadam S, Salavati M, Esteki A, *et al.* Gait speed is more challenging than cognitive load on the stride-to-stride variability in individuals with anterior cruciate ligament deficiency. *The Knee* 2018;**26**. doi:10.1016/j.knee.2018.11.009
 - 43 Shkuratova N, Morris ME, Huxham F. Effects of age on balance control during walking. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;**85**:582–8. doi:10.1016/j.apmr.2003.06.021
 - 44 Leone C, Moundjian L, Patti F, *et al.* Comparing 16 Different Dual-Tasking Paradigms in Individuals With Multiple Sclerosis and Healthy Controls: Working Memory Tasks Indicate Cognitive-Motor Interference. *Front Neurol* 2020;**11**:918. doi:10.3389/fneur.2020.00918
 - 45 Smith E, Cusack T, Blake C. The effect of a dual task on gait speed in community dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* 2016;**44**:250–8. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.12.017
 - 46 Yang Q, Tian C, Tseng B, *et al.* Gait Change in Dual Task as a Behavioral Marker to Detect Mild Cognitive Impairment in Elderly Persons: A Systematic Review and Meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil* 2020;**101**:1813–21. doi:10.1016/j.apmr.2020.05.020
 - 47 Madsen OR. Stability of fatigue, pain, patient global assessment and the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI) in spondyloarthritis patients with stable disease according to the Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI). *Rheumatol Int* 2018;**38**:425–32. doi:10.1007/s00296-017-3920-1
 - 48 Alkan H, Yildiz N, Sarsan A, *et al.* Fall Risk in Patients with Ankylosing Spondylitis. *Arch Rheumatol* 2013;**28**:109–16. doi:10.5606/tjr.2013.2849

Table 1. Inclusion and non-inclusion criteria for patients with axial spondyloarthritis and healthy controls

| | Inclusion criteria | Non-inclusion criteria |
|---------------------|--|--|
| Patients with axSpA | <ul style="list-style-type: none"> - aged 18 to 65 years at time of their first evaluation - axSpA (based on ASAS criteria [27] or AS (based on modified New York Criteria [28]) - able to walk 180 m without technical help - with stable treatment for 3 months - with a public health insurance (French social security) | <ul style="list-style-type: none"> - musculo-skeletal, cardio-respiratory or neurologic disease that could affect gait - hip or knee arthroplasty done or planned in the following 18 months - not able to speak French - desire of pregnancy in the following 18 months - adults protected by laws (Article L1121-5) |
| Healthy controls | <ul style="list-style-type: none"> - aged 18 to 65 years at time of evaluation - able to walk 180 m without technical help - with a health insurance | <ul style="list-style-type: none"> - musculo-skeletal, cardio-respiratory or neurologic disease that could affect gait - hip or knee arthroplasty done - not able to speak French |



Figure 1. Picture showing the placement of the two foot-worn inertial sensors

Table 2. Healthy controls and patients with axSpA clinical characteristics

| Clinical characteristics | Healthy controls (n=30) | Patients with axSpA (n=30) | Independent t-test | | |
|--|-------------------------|----------------------------|--------------------|------------------|-----------------|
| | | | t | p-value | 95%CI (LB-UB) |
| Age (years), mean \pm sd | 45.70 \pm 10.60 | 45.37 \pm 10.54 | 0.121 | 0.904 | (-5.13 - 5.79) |
| Gender (Male), n (%) | 20 (66.6) | 20 (66.6) | | | |
| Weight (kg), mean (sd) | 70.25 \pm 10.27 | 74.15 \pm 12.94 | -1.294 | 0.201 | (-9.94 - 2.13) |
| Height (cm), mean (sd) | 174.47 \pm 7.48 | 170.77 \pm 7.82 | 1.873 | 0.066 | (-0.25 - 7.65) |
| Self-reported pain intensity scores at time of evaluation, mean (sd) | 0.20 \pm 0.66 | 3.12 \pm 2.38 | -6.463 | <0.001 | (-3.82 - -2.02) |

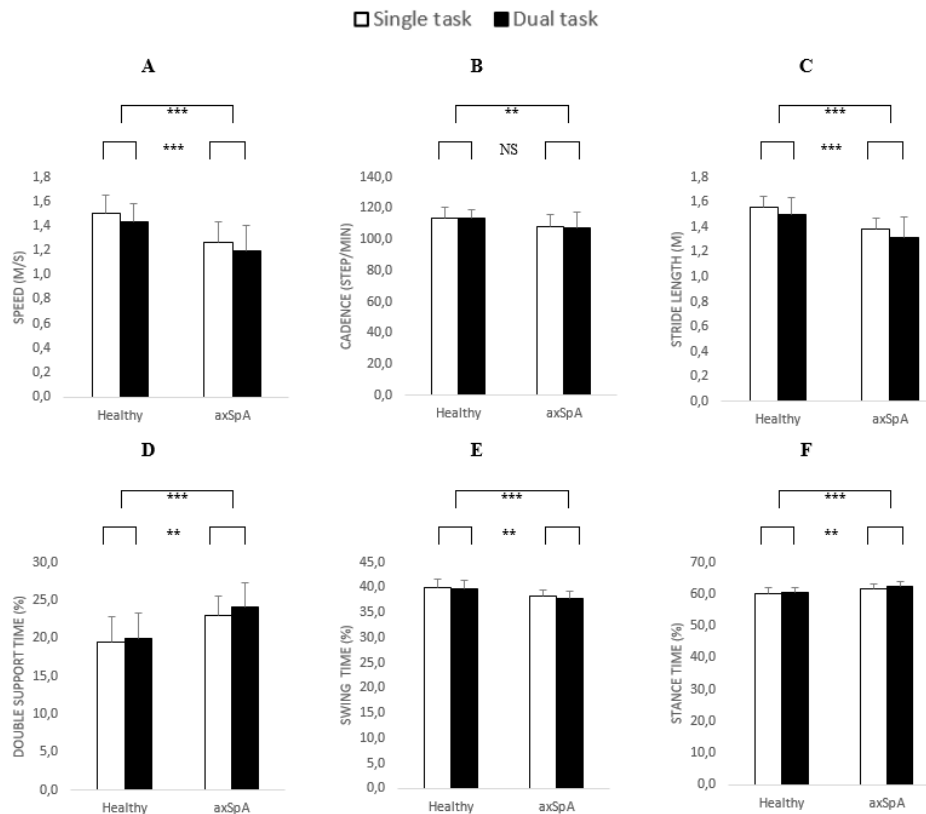


Figure 2. Mean and standard deviation of the spatiotemporal gait parameters obtained in healthy controls and patients with axSpA in single- and dual-task conditions (A: gait speed, B : cadence, C: stride length, D: double support time, E: swing time, F: stance time) (*= $p < 0.05$, **= $p < 0.01$, *** = $p < 0.001$, NS = non significant).

Partie 5. Discussion générale

5.1. Apports scientifiques de la thèse

5.1.1. La littérature sur les altérations de la marche des patients atteints de spondylarthrite axiale est pauvre

Nous avons conduit deux revues systématiques de la littérature pour identifier les caractéristiques de marche des patients atteints de SpA. Une synthèse des études s'intéressant à la marche et la SA (sous-groupe de SpA) et la SpA est présentée sur la Figure 8.

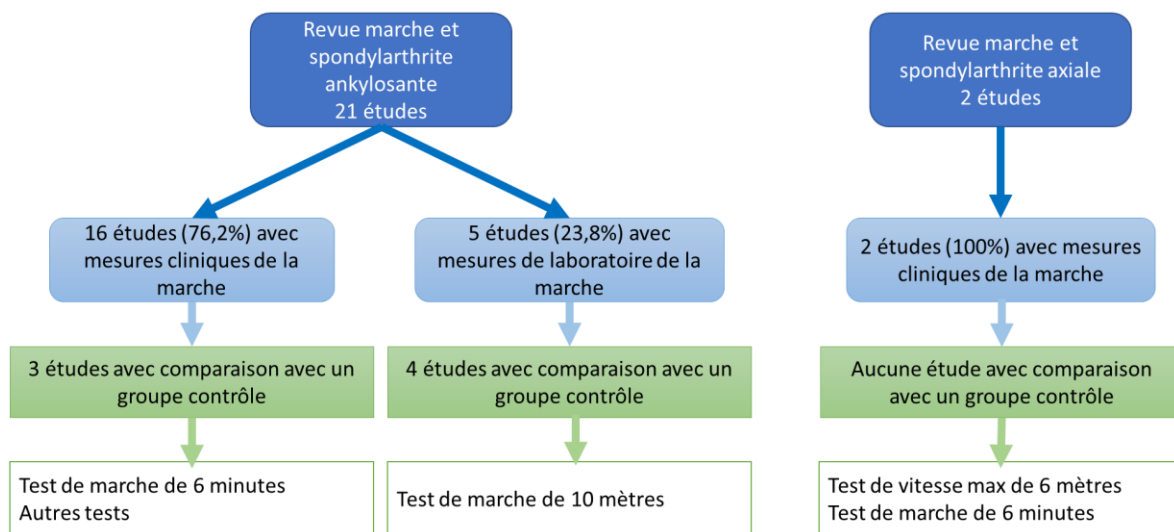


Figure 8. Synthèse des études s'intéressant à la marche et la spondylarthrite axiale ou ankylosante et tests utilisés

Si plusieurs études se sont intéressées à la marche dans la SA, seulement deux études se sont intéressées à la spondylarthrite axiale (SpA), nomenclature plus large qui inclut les formes radiologiques (SA) et non radiologiques de la SpA.

Dans la SA, un sous-groupe de la SpA, il a été montré que les performances de marche, évaluées par des tests cliniques uniquement, ne permettaient pas de mettre en évidence de différence significative par rapport à des volontaires sains. Lorsque des tests de laboratoires étaient utilisés, une différence significative dans les performances de marche était retrouvée avec une diminution des mouvements du pelvis et de l'amplitude de mouvement des membres inférieurs dans le plan sagittal et une augmentation de l'abduction et de la rotation externe de hanche. Des résultats contrastés étaient retrouvés concernant les paramètres spatio-temporels de la marche (Zebouni et al. 1992; Mangone et al. 2011; Del Din et al. 2011; Zhang et al. 2019) et sont présentés dans le Tableau 3 en lien avec les caractéristiques cliniques des patients et des volontaires sains inclus dans chaque étude. Certaines études retrouvaient une diminution significative de la vitesse (Zhang et al. 2019) ou de la longueur de l'enjambée (Zebouni et al. 1992; Zhang et al. 2019) dans la SA par rapport à des volontaires sains, alors que d'autres reportaient des valeurs de vitesse (Mangone et al. 2011; Del Din et al. 2011), longueur de l'enjambée (Mangone et

al. 2011; Del Din et al. 2011), cadence (Zebouni et al. 1992; Mangone et al. 2011) ou de temps passé en phase d'appui ou en phase oscillante (Zhang et al. 2019) similaires entre les deux groupes.

Ces résultats pourraient être expliqués par le faible échantillon de population inclus dans ces études et/ou par les scores rapportés d'intensité de la douleur au moment de l'évaluation. Dans les études précédentes sur la SA, si l'intensité de la douleur au moment de l'évaluation n'était pas précisée dans toutes les études, une analyse attentive et approfondie des travaux publiés nous a incité à prendre en compte plus spécifiquement l'impact négatif de la douleur sur le contrôle de la marche. En effet, quand il n'y avait pas de différence significative entre les deux groupes sur la douleur, l'analyse des paramètres spatio-temporels de la marche ne retrouvait pas de différence significative entre les deux groupes sur la vitesse ou la longueur de l'enjambée (Mangone et al. 2011). A l'inverse, Zhang et coll. retrouvaient des différences significatives entre les deux groupes avec une diminution de la vitesse et de la longueur de l'enjambée chez les AS. L'intensité de la douleur, évaluée chez les patients atteints de SA dans l'étude de Zhang et coll, était considérée comme modérée mais 3 fois plus importante que celle de l'étude de Mangone et coll. (Mangone et al. 2011). De précédentes études ont montré l'impact négatif de la douleur sur les paramètres de la marche dans la SA (Zhang et al. 2019), mais aussi dans d'autres pathologies comme par exemple les patients lombalgiques (Bonab et al. 2020)). L'intensité de la douleur pourrait donc en partie expliquer les incohérences sur l'altération des paramètres spatio-temporels de la marche retrouvées dans les études dans la SA.

Tableau 3. Caractéristiques cliniques et valeurs des paramètres spatio-temporels de la marche rapportées chez des patients atteints de spondylarthrite ankylosante (SA) comparativement à des volontaires sains (VS)

| | | Zebouni et coll. 1992 | Mangone et coll. 2011 | Del Din et coll. 2011 | Zhang et coll. 2019 |
|---|----------|--|---|--|--|
| Caractéristiques cliniques | | | | | |
| Population patients | | SA | SA | SA | SA |
| Nombre patients/VS | | 12/11 | 17/10 | 12/12 | 18/18 |
| Ages VS (années) | | 39,5 (26-60) | 38,7 ±14,5 | 55,75 ±3,19 | 40,67 ±5,30 |
| Ages patients (années) | | 46,5 (28-70) | 47 ±21,9 | 49,42 ±10,47 | 40,17 ±6,37 |
| BASDAI | | NR | 3,5 ±0,3 | 2,53 ±0,16 | 4,52 ±1,15 |
| BASFI | | NR | 1,7 ±0,4 | 2,22 ±0,13 | 4,31 ±1,97 |
| Intensité | douleur | NR | VS : 0,7 ±1,1 | NR | VS: NR |
| (échelle | visuelle | | AS: 1,0 ±1,3 | | SA : 3,89 ±1,64 |
| analogique : /10) | | | NS | | |
| Paramètres spatio-temporels de la marche | | | | | |
| Vitesse (m/s) | | | VS: 0,96 ±0,2 SA : 0,94 ±0,2 -2,1%, p=0,78 | VS : 1,12 ±0,25 SA : 1,05 ±0,23 -6,45%,p=0,33 | VS : 1,25 ±0,09 SA : 1,15 ±0,21 -8,3%, p=0,009 |
| Cadence (pas/min) | | VS : 103,2 ±6,6 SA : 102,6 ±9 -0,58%, NS | VS : 101,4 ±8,7 SA : 102,4 ±13,3 +0,98%, p=0,65 | | VS : 112,8 ±4,8 SA : 114,0 ±10,8 +1,06%, p=0,601 |
| Longueur | de | VS : 0,72 ±0,13 SA : 0,58 ±0,11 -21,5%, p<0,05 | VS : 1,14 ±0,2 SA : 1,09 ±0,1 -4,48%, p=0,40 | VS : 1,29 ±0,30 SA : 0,98 ±0,58 -27,3%, p=0,27 | Longueur de l'enjambée/taille VS : 0,76 ±0,42 SA : 0,70 ±0,97 -8,2%, p=0,002 |

Dans la SpA, classification plus large comprenant la SA et sa forme non radiologique, seulement deux études se sont intéressées aux caractéristiques de marche (Eppeland et al. 2013; Coulter et al. 2020; Soulard et al. 2021)) comme indiqué dans la Figure 8. Ces études utilisaient uniquement des mesures cliniques de la marche (test de marche de 6 minutes (Coulter et al. 2020) ou test de vitesse maximum de marche (Eppeland et al. 2013). Enfin, et de manière assez surprenante, dans aucune de ces études, les caractéristiques de la marche des patients atteints de SpA n'étaient comparées à celles de volontaires sains. La SpA pouvant inclure des formes moins sévères que la SA (Sieper et al. 2017), l'évaluation clinique uniquement de la marche pourrait ne pas être suffisamment précise pour permettre une caractérisation des atteintes de la marche. Enfin, aucune étude ne s'est intéressée aux qualités psychométriques des évaluations de marche sur la SA ou la SpA et aucune étude n'a étudié les effets d'une double tâche en marchant sur cette population.

Les conclusions de ces deux revues de littérature nous ont donc amené à proposer les recommandations suivantes pour la mise en œuvre des futures études sur la marche et la SpA :

- Types d'étude : études prospectives longitudinales avec inclusion d'un groupe sain et études évaluant les qualités psychométriques des tests de marche dans la SpA
- Critères d'évaluation : mesures d'évaluation de la marche cliniques et instrumentales
- Tests utilisés : test de marche de 6 minutes et évaluation de la marche en simple et double tâche
- Protocoles : description complète du matériel utilisé, des distances de marche, de l'environnement, des instructions données aux participants et des types de chaussures portées

Pour conclure, peu d'études se sont intéressées aux caractéristiques de marche dans la SA ou la SpA. Dans la SA, des altérations des paramètres cinématiques de marche ont été mises en évidence avec une diminution des mouvements du pelvis et de l'amplitude de mouvement des membres inférieurs dans le plan sagittal et une augmentation de l'abduction et de la rotation externe de hanche. Cependant, l'étude de l'atteinte des paramètres spatio-temporels de la marche restait à approfondir car les études sur la SA rapportaient des résultats contrastés sur la vitesse, la longueur de l'enjambée ou la cadence. De plus, seulement deux études s'étaient intéressées aux caractéristiques de marche dans la SpA et aucune ne comparait la marche par rapport à des volontaires sains. Aucune étude n'avait encore étudié la reproductibilité des évaluations de la marche ou les effets d'une double tâche sur les paramètres spatio-temporels de la marche des patients atteints de SA ou SpA.

5.1.2. Les paramètres spatio-temporels de la marche sont reproductibles en intra-session chez les volontaires sains et les patients atteints de spondylarthrite axiale

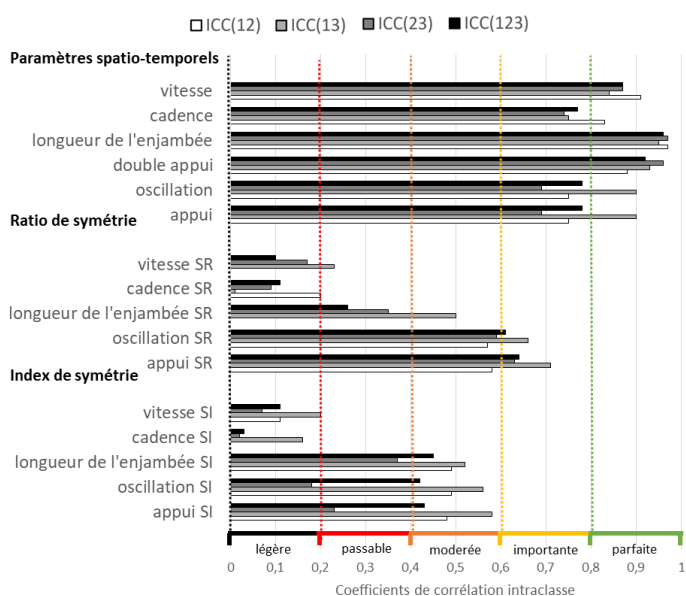
Au vu des recommandations proposées par les deux revues systématiques de la littérature (Soulard et al. 2020, 2021), nous avons étudié les qualités psychométriques des évaluations de la marche. Plus

précisément, nous avons étudié la reproductibilité intra-session des paramètres spatio-temporels de la marche, de symétrie et de DTE dans une population saine (n=20) et de patients atteints de SpA (n=20). Les paramètres de marche étaient évalués par des capteurs inertiels disposés sur le pied lors du test de marche de 10 mètres (Tyson and Connell 2009; Flansbjerg et al. 2005; Clavijo-Buendía et al. 2020; Werner et al. 2020) réalisé en simple et en double tâche (transport d'un verre rempli d'eau) (Yang et al. 2016; Kwon et al. 2019).

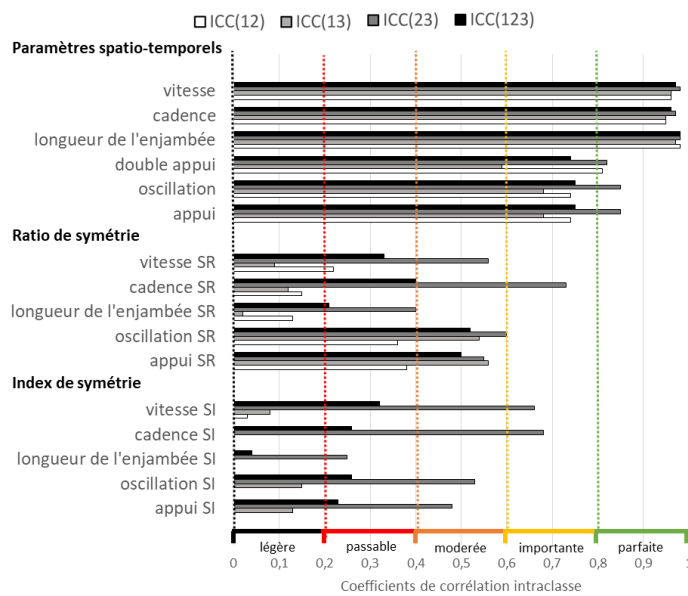
Reproductibilité relative et absolue des paramètres de marche

La reproductibilité relative des paramètres de marche mesurée chez une population de volontaires sains et de patients atteints de SpA est illustrée sur la Figure 9. La reproductibilité relative était considérée comme 'importante' à 'parfaite' pour les paramètres spatio-temporels de la marche mesurés en simple et en double tâche. La vitesse de marche et la longueur de l'enjambée étaient les paramètres les plus reproductibles, avec des résultats comparables à ceux rapportées dans d'autres études conduites auprès de volontaires sains (voir revue de littérature : (Kobsar et al. 2020)).

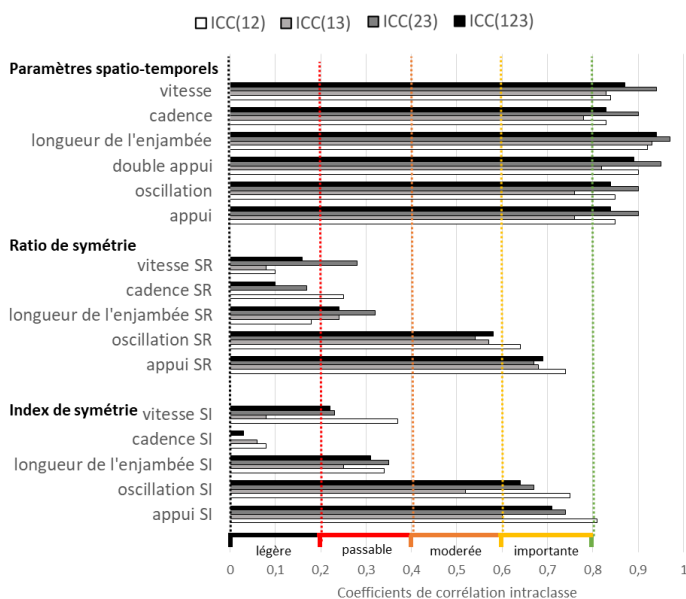
A. Volontaires sains en simple tâche



B. Patients atteints de spondylarthrite axiale en simple tâche



C. Volontaires sains en double tâche



D. Patients atteints de spondylarthrite axiale en double tâche

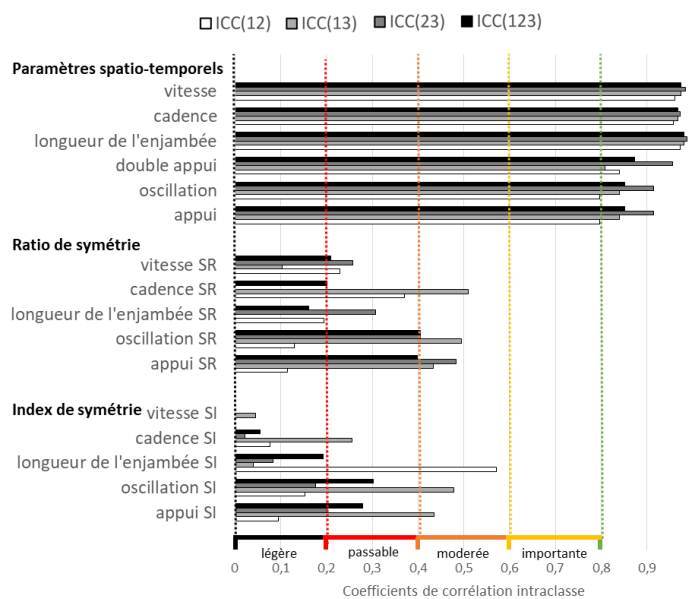


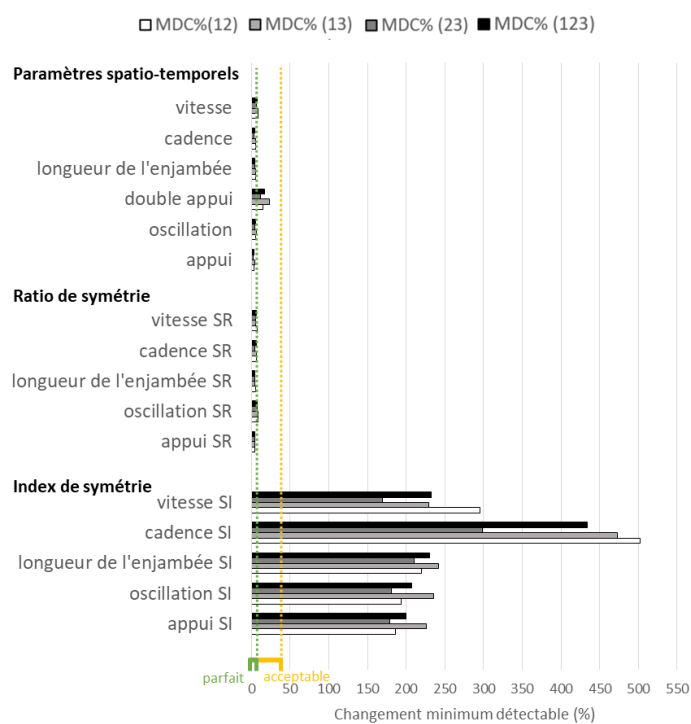
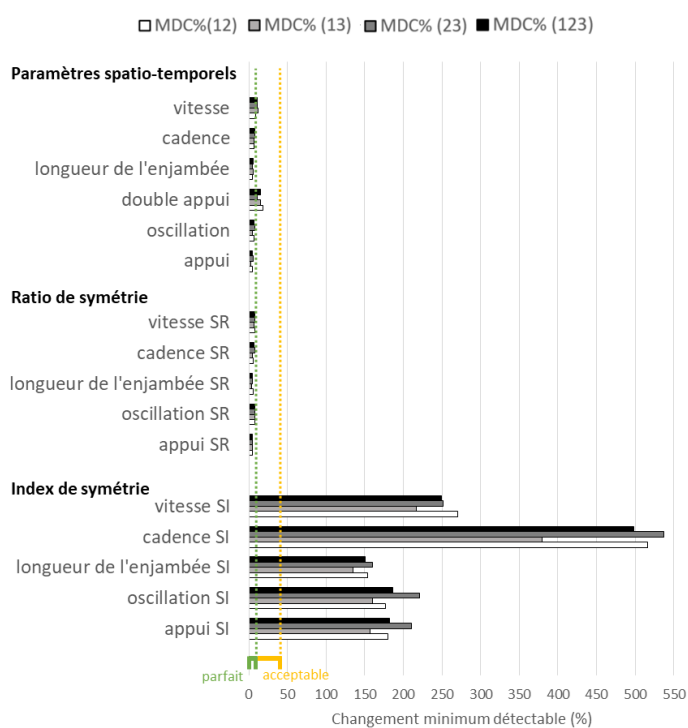
Figure 9. *Reproductibilité relative (coefficients de corrélation intraclasse-ICC) des paramètres spatio-temporels de la marche et de symétrie (ratio de symétrie – SR et index de symétrie – SI) lorsque la moyenne des paramètres est calculée à partir des essais 1 et 2, 1 et 3, 2 et 3 ou 1, 2 et 3 chez les volontaires sains (A,C) et les patients atteints de spondylarthrite axiale (B,D), en simple tâche (A,B) et double tâche (C,D)*

Concernant la reproductibilité absolue, les MDC% pour chaque tâche (simple et double tâche) et chaque groupe (volontaires sains et patients atteints de SpA) est illustrée en Figure 10. Les MDC% étaient inférieurs à 10% pour les paramètres spatio-temporels de la marche et considérés comme ‘parfaits’ quelle que soit le groupe ou la condition de simple ou double tâche (Huang et al. 2017). Dans une étude utilisant des capteurs inertiels (APDM, Inc., Portland, OR) disposés sur les pieds pour étudier les paramètres spatio-temporels de la marche chez des volontaires sains, la reproductibilité absolue mesurée

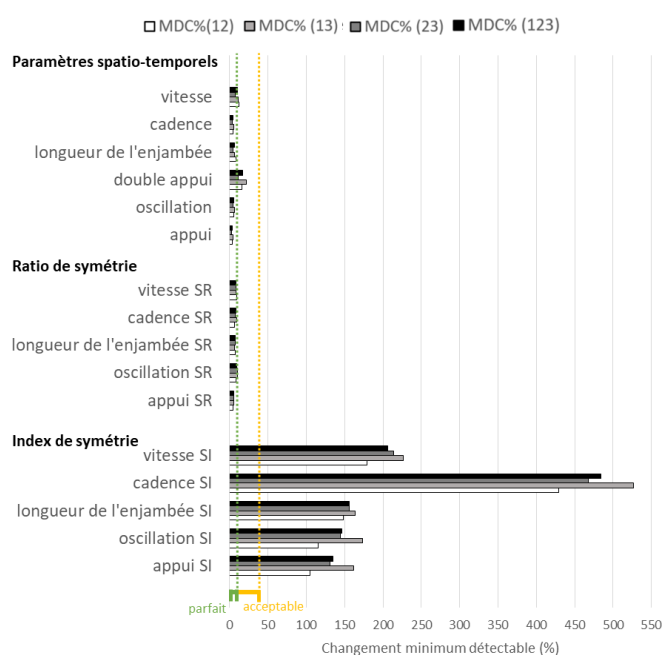
en inter-session (SEM et MDC) était comparable à celle observée dans notre étude avec des MDC pour la vitesse de marche de 0,12 m.s-1 (Washabaugh et al. 2017) (entre 0,13 et 0,16 dans notre étude) ou 0,11 m pour la longueur de l'enjambée (Washabaugh et al. 2017) (entre 0,07 et 0,09 dans notre étude). Cependant, des valeurs supérieures de MDC étaient retrouvées dans notre étude pour la cadence (2,72 (Washabaugh et al. 2017) vs entre 7,58 et 9,52 pas/min) et pour le pourcentage de temps passé en phase oscillante ou en phase d'appui (1,49 (Washabaugh et al. 2017) vs entre 1,75 et 3,29%). Ces différences pourraient être dues au fait que la reproductibilité était calculée en inter-session dans l'étude de Washabaugh et coll. (Washabaugh et al. 2017) alors que notre étude avait pour objectif de mesurer la reproductibilité en intra-session. De plus, le logiciel d'analyse utilisé pour calculer les paramètres de marche était différent entre les deux études (Mobility Lab, APDM (Washabaugh et al. 2017) vs Gait Analysis Software fourni par Gait Up) et pourrait également expliquer ces différences en raison de la différence de calcul des paramètres spatio-temporels de la marche..

A. Volontaires sains en simple tâche

B. Patients atteints de spondylarthrite axiale en simple tâche



C. Volontaires sains en double tâche



D. Patients atteints de spondylarthrite axiale en double tâche

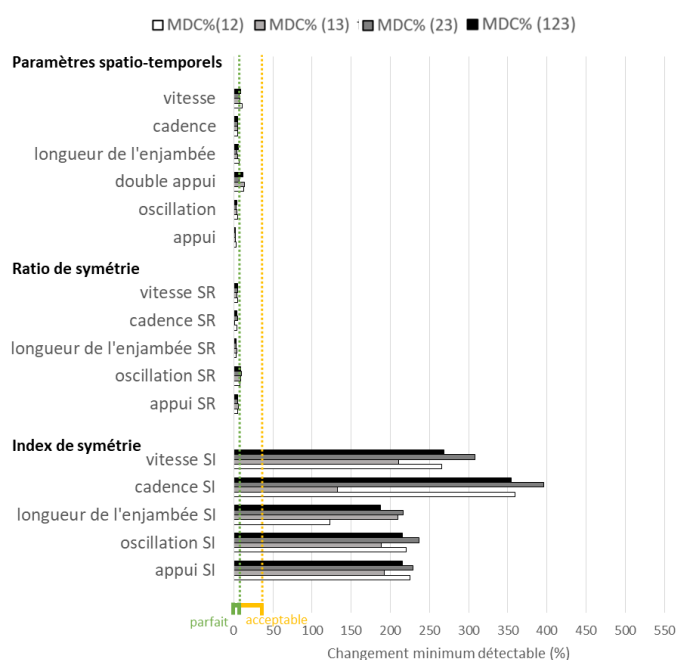


Figure 10. *Reproductibilité absolue (changement minimum détectable-MDC%) des paramètres spatio-temporels de la marche et de symétrie (ratio de symétrie – SR et index de symétrie – SI) lorsque la moyenne des paramètres est calculée à partir des essais 1 et 2, 1 et 3, 2 et 3 ou 1, 2 et 3 pour les volontaires sains (A,C) et les patients atteints de spondylarthrite axiale (B,D) en simple tâche (A,B) et en double tâche (C,D)*

Si les paramètres spatio-temporels de la marche étaient reproductibles, les paramètres de symétrie l'étaient beaucoup moins comme illustré sur les Figures 9 et 10. L'index de symétrie est le plus couramment utilisé et cité dans les publications sur la symétrie de marche (Błażkiewicz et al. 2014; Aycardi et al. 2019; Yuan et al. 2019; Erdem et al. 2020; Wang et al. 2020; Tan et al. 2020; Martini et al. 2020). Les valeurs d'ICC présentés sur la Figure 9 et de SEM% et MDC% présentés sur la Figure 10 pour les index de symétrie des paramètres spatio-temporels de la marche traduisaient une faible reproductibilité relative et absolue. Ces résultats incitent à ne pas considérer ce paramètre dans l'analyse de la marche chez des volontaires sains et chez des patients atteints de SpA. Le ratio de symétrie mesuré dans notre étude présentait une meilleure reproductibilité que l'index de symétrie avec reproductibilité relative considérée comme 'légère' à 'importante' et des SEM% et MDC% acceptables dans les deux populations. Cela pourrait être expliqué par le mode de calcul des paramètres de symétrie : le ratio de symétrie consistant à une division d'un paramètre d'un pied par rapport à l'autre, alors que l'index de symétrie comportant d'abord une soustraction au numérateur et une addition au dénominateur d'un paramètre par rapport à l'autre, avant d'effectuer la division. Les erreurs de mesure de chaque paramètre pourraient être prises en compte plusieurs fois dans l'index de symétrie, alors qu'elles n'étaient prises en compte qu'une seule fois dans le ratio de symétrie. De plus, l'écart type et la variance du ratio de symétrie étaient plus faibles que ceux de l'index de symétrie, ce qui pourrait également expliquer les différences de reproductibilité entre ces deux paramètres. Ces résultats suggèrent que le ratio de symétrie devrait

plutôt être choisi par les cliniciens et les chercheurs pour évaluer les différences de contribution de chaque jambe à la propulsion et au contrôle de la marche (Sadeghi 2003; Błażkiewicz et al. 2014).

Le DTE est couramment utilisé pour évaluer le coût de la performance d'une tâche secondaire en marchant car il permet de comparer les effets de diverses tâches secondaires et la différence entre les études (Kelly et al. 2010; Yang et al. 2016). Cependant, la reproductibilité du DTE des paramètres de marche a très peu été étudiée et seulement en inter-session (Yang et al. 2015; Venema et al. 2018) alors que celle-ci est indispensable à l'utilisation de ce paramètre comme indicateur du coût de la double tâche (Yang et al. 2015). Dans notre étude, les DTE% présentaient une reproductibilité supérieure aux DTE pour pratiquement tous les paramètres de marche. Si la reproductibilité relative du DTE% était considérée de 'importante' à 'parfaite' pour la vitesse de marche, la longueur de l'enjambée et le pourcentage de temps passé en double appui ($0,61 < ICC < 1,00$), la reproductibilité était 'raisonnable' à 'modérée' pour la cadence, le pourcentage de temps passé en phase d'attaque du pas ou de pose du pied à plat ($0,21 < ICC < 0,41$) et 'légère' pour le temps passé en phase d'oscillation, d'appui ou de poussée du pied ($0,00 < ICC < 0,21$). Concernant la reproductibilité absolue, les MDC% étaient très élevées et non acceptables pour les DTE% ($121,19\% < MDC\% < 41562,14\%$). Ces résultats sont comparables à ceux rapportés dans de précédentes études de reproductibilité sur les DTE ($0,19 < ICC < 0,55$ (Yang et al. 2015) ; $0,002 < ICC < 0,882$ (Venema et al. 2018). Venema et coll. avaient suggéré que la faible reproductibilité de ce paramètre pouvait reposer sur le fait que les erreurs de mesures de chaque tâche (simple et double) tendent à augmenter l'erreur de mesure de l'ensemble lorsqu'elles sont combinées pour obtenir le DTE (Venema et al. 2018). De plus, alors que les participants avaient pour consigne de ne prioriser aucune des deux tâches concurrentes (Yang et al. 2016; Beauchet et al. 2017a), il est possible que certains d'entre eux aient pu choisir de prioriser la tâche locomotrice (Shumway-Cook et al. 1997), et d'autres la tâche secondaire (Bloem et al. 2006). Ces différences de priorisation pourraient expliquer l'augmentation de la variabilité de la performance de marche et de la variabilité du DTE (Yang et al. 2015). En définitive, les chercheurs et cliniciens doivent donc être conscients de la faible reproductibilité du DTE et ne devraient pas utiliser ce paramètre dans les conditions expérimentales proposés dans notre étude.

Nombre d'essais

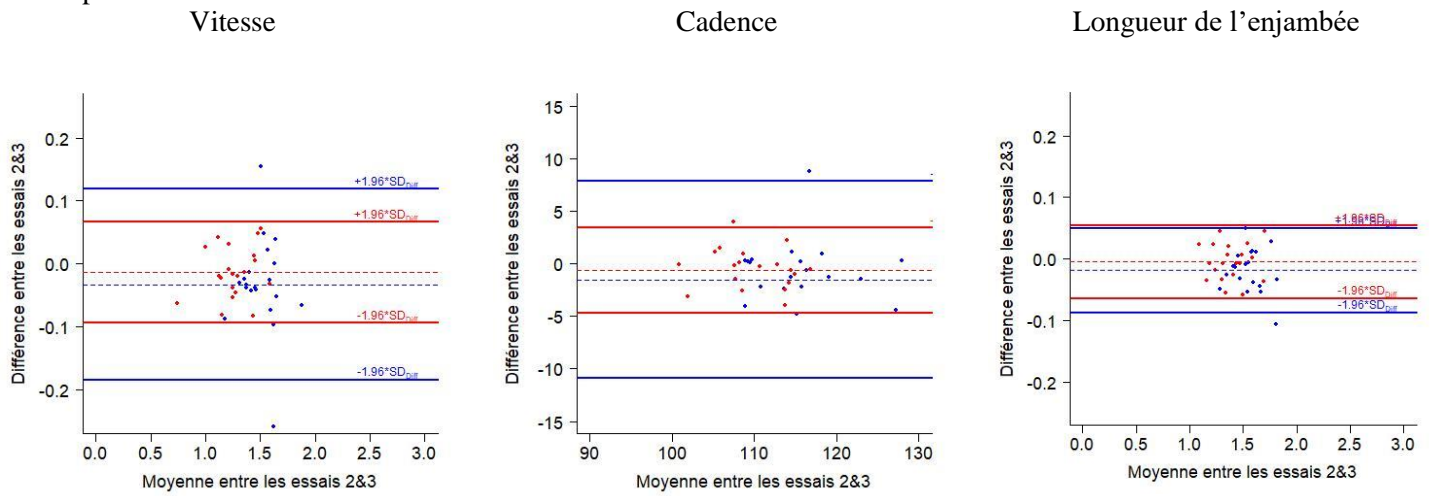
Dans les deux études que nous avons conduites chez les volontaires sains et chez les patients atteints de SpA, si la reproductibilité des paramètres spatio-temporels de la marche était 'importante' à 'parfaite' en simple et en double tâche, nous avons observé une meilleure reproductibilité relative (ICC plus proches de 1) et absolue (SEM et MDC inférieurs) lorsque les paramètres étaient calculées avec la moyenne du 2^{ème} et du 3^{ème} essai. Ces observations sont illustrées sur les Figures 9 et 10. En effet, de nombreuses études utilisent la moyenne des paramètres de 3 essais chez les sujets âgés (Brown et al. 2015; Beauchet et al. 2017a) ou les populations pathologiques (Afilalo Jonathan et al. 2018). Cependant,

le nombre d'essais nécessaires pour obtenir des résultats reproductibles, calculé grâce à la reproductibilité en intra-session, a très peu été étudié (Fransen et al. 1997; Brach et al. 2008). Les résultats de cette étude montrent que le premier essai apparaît comme moins reproductible comparativement à de précédentes études sur des populations saines (Brach et al. 2008) ou pathologiques (Fransen et al. 1997). La moyenne des valeurs des paramètres obtenues sur les essais 2 et 3 devrait être calculée, et le premier essai pourrait être utilisé, comme dans d'autres études, comme un échauffement (Byun et al. 2016).

Les limites de concordance sont représentées sur les diagrammes de Bland et Altman sur la Figure 11 pour la vitesse, la cadence et la longueur de l'enjambée en simple tâche sur la Figure 11A et en double tâche sur la Figure 11B. Ils ont été utilisés pour évaluer l'amplitude de désagrément (LOA) entre les essais pour chaque participant lorsque la moyenne des essais 2 et 3 était calculée. Sur la Figure 11, les volontaires sains représentés en bleu et les patients représentés en rouge et permet d'illustrer que les paramètres spatio-temporels étaient reproductibles quel que soit le groupe étudié.

■ Volontaires sains ■ Patients atteints de SpA

A. Simple tâche



B. Double tâche

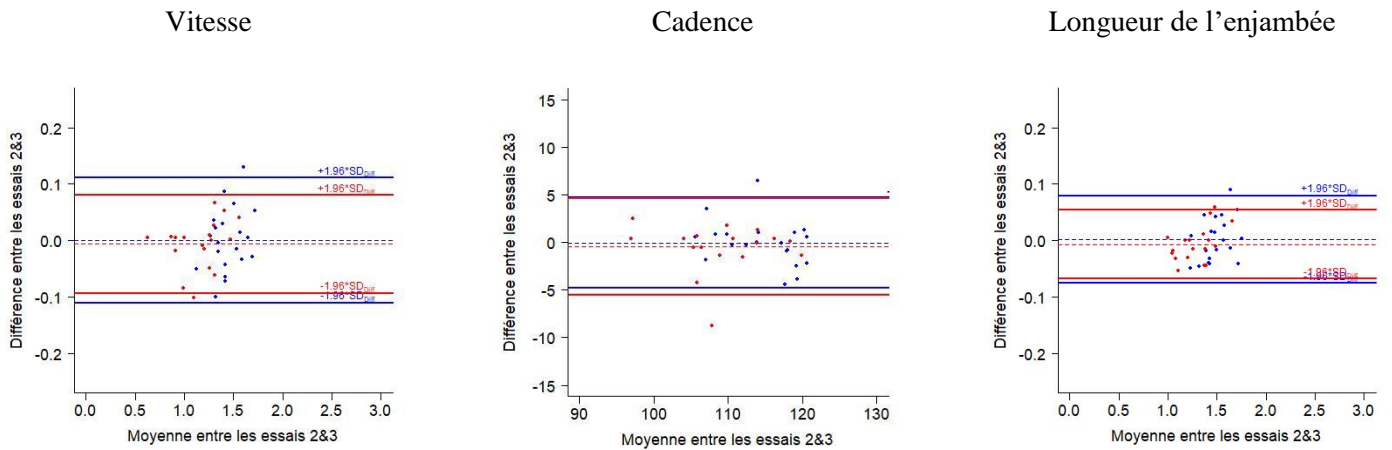
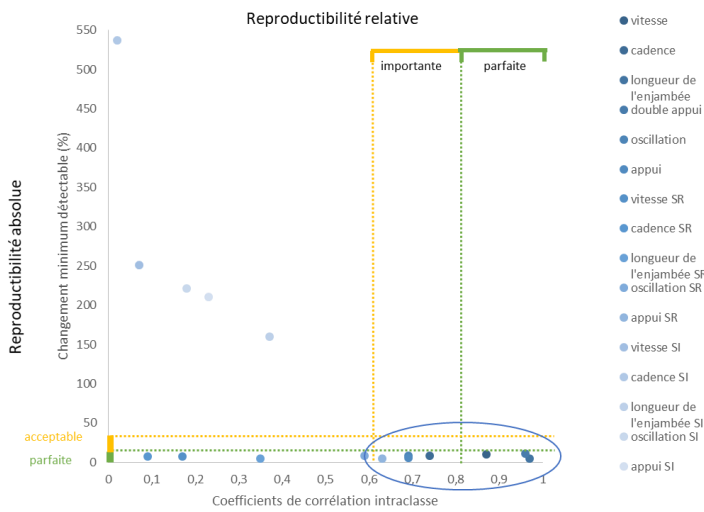


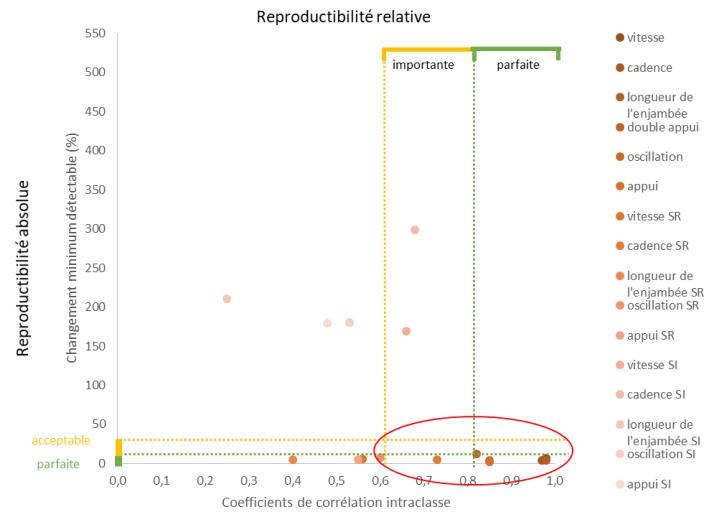
Figure 11. Graphiques de Bland et Altman pour la vitesse, la cadence et la longueur de l'enjambée chez les volontaires sains (bleu) et les patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA) (rouge) en simple tâche (A) et en double tâche (B) lorsque la moyenne des essais 2 et 3 était calculée

Nous avons ensuite représenté la reproductibilité absolue en fonction de la reproductibilité relative pour chaque paramètre en simple et en double tâche sur la Figure 12. Les paramètres ayant un coefficient de corrélation intraclass supérieur à 0,6 (reproductibilité relative 'importante') et un MDC% inférieur à 40% (reproductibilité absolue 'acceptable') ont été entourés en bleu pour les volontaires sains et en rouge pour les patients atteints de SpA. Les paramètres de symétrie (index et ratio de symétrie) n'avaient pas une reproductibilité relative et absolue suffisante.

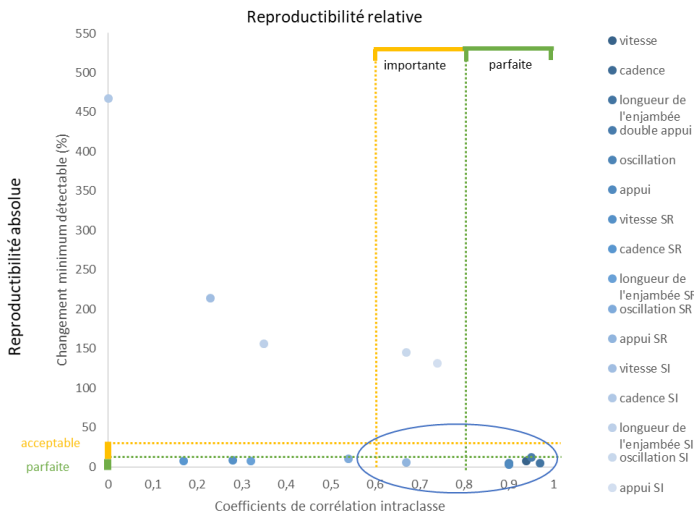
A. Volontaires sains en simple tâche



B. Patients atteints de spondylarthrite axiale en simple tâche



C. Volontaires sains en double tâche



D. Patients atteints de spondylarthrite axiale en double tâche



Figure 12. Graphiques en nuage de points représentant la reproductibilité absolue (MDC%) en fonction de la reproductibilité relative (ICC) chez les volontaires sains (A,C) et chez les patients atteints de SpA (B,D) pour chaque paramètre de marche en simple tâche (A,B) et en double tâche (C,D) lorsque la moyenne des essais 2 et 3 était calculée

En conclusion, les capteur inertiels utilisés dans cette étude étaient reproductibles pour évaluer les paramètres spatio-temporels de la marche moyennés sur deux essais dans une population saine et de patients atteints de SpA en simple et en double tâche sur un test de marche de 10 mètres, à vitesse confortable. La reproductibilité était d'autant plus importante lorsque la moyenne des essais 2 et 3 était prise en compte. Si le ratio de symétrie des paramètres spatio-temporels avait une bonne reproductibilité, l'index de symétrie et le DTE des paramètres spatio-temporels de la marche n'étaient pas reproductibles et ces paramètres ne devraient pas être utilisés par les cliniciens et chercheurs dans les conditions expérimentales de cette étude.

Considérant la bonne reproductibilité relative et absolue des paramètres spatio-temporels de la marche observée, nous avons donc choisi d'utiliser uniquement ces paramètres dans les études comparatives suivantes et de ne pas intégrer les paramètres de symétrie.

5.1.3. La marche est altérée dans la spondylarthrite axiale avec un patron de marche plus précautionneux

Après avoir étudié la reproductibilité des paramètres spatio-temporels de la marche dans une population de volontaires sains et de patients atteints de SpA, et au vu des résultats inconsistants concernant l'altération des paramètres spatio-temporels de la marche dans la SA relevés dans le Tableau 3, nous nous sommes intéressés à la comparaison des caractéristiques spatiotemporels de marche chez 30 patients atteints de SpA et 30 volontaires sains. Nous avons également étudié les effets de l'intensité de la douleur sur les paramètres spatio-temporels de la marche. Aucune étude n'ayant encore comparé les caractéristiques de marche entre des volontaires sains et des patients atteints de SpA, nous avons comparé les caractéristiques cliniques (âge, BASDAI, BASFI, intensité et localisation de la douleur) et les valeurs des paramètres spatio-temporels de la marche de notre étude avec ceux des études précédentes sur la SA (forme radiologique de la SpA) dans le Tableau 4.

Tableau 4. Caractéristiques cliniques et valeurs des paramètres spatio-temporels de la marche rapportées chez des patients atteints de spondylarthrite ankylosante (SA) ou de spondylarthrite axiale (SpA) comparativement à des volontaires sains (VS)

| | Zebouni et coll. 1992 | Mangone et coll. 2011 | Del Din et coll. 2011 | Zhang et coll. 2019 | Soulard et coll. |
|---|--|---|--|---|--|
| Caractéristiques cliniques | | | | | |
| Population patients | SA | SA | SA | SA | SpA |
| Nombre patients/VS | 12/11 | 17/10 | 12/12 | 18/18 | 30/30 |
| Âges VS (années) | 39,5 (26-60) | 38,7 ±14,5 | 55,75 ±3,19 | 40,67 ±5,30 | 45,37 ±10,54 |
| Âges patients SpA (années) | 46,5 (28-70) | 47 ±21,9 | 49,42 ±10,47 | 40,17 ±6,37 | 45,70 ±10,60 |
| BASDAI | NR | 3,5 ±0,3 | 2,53 ±0,16 | 4,52 ±1,15 | 3,04 ±1,90 |
| BASFI | NR | 1,7 ±0,4 | 2,22 ±0,13 | 4,31 ±1,97 | 2,86 ±2,04 |
| Intensité douleur (échelle visuelle analogique : /10) | NR | VS : 0,7±1,1 AS : 1,0±1,3 NS | NR | VS: NR SA : 3,89 ±1,64 | VS : 0,20 ±0,66 SpA : 3,12 ±2,38 p<0,001 |
| Localisation douleur | NR | NR | NR | NR | VS: rachis lombaire (3,3%), genoux (3,3%), épaules (3,3%) SpA: fesses ou sacroiliaques (40%), rachis lombaire (56,7%), rachis thoracique (36,7%), rachis cervical (46,7%), sternum ou côtes (3,3%), hanches (20%), genoux (30%), chevilles ou pieds (10%), épaules (20%), coudes (13,3%), mains (16,7%) |
| Paramètres spatio-temporels de la marche | | | | | |
| Vitesse (m/s) | | VS : 0,96 ±0,2 SA : 0,94 ±0,2 -2,1%, p=0,78 | VS : 1,12 ±0,25 SA : 1,05 ±0,23 -6,45%, p=0,33 | VS : 1,25 ±0,09 SA : 1,15 ±0,21 -8,3%, p=0,009 | VS : 1,50 ±0,16 SpA : 1,27 ±0,17 -16,6%, p<0,001 |
| Cadence (pas/min) | VS : 103,2 ±6,6 SA : 102,6 ±9 -0,58%, NS | VS : 101,4 ±8,7 SA : 102,4 ±13,3 +0,98%, p=0,65 | NR | VS : 112,8 ±0,08 SA : 114,0 ±0,09 +1,06%, p=0,601 | VS : 113,89 ±6,35 SpA : 108,41 ±7,85 -4,9%, p=0,003 |
| Longueur de l'enjambée (m) | VS : 0,72 ±0,13 SA : 0,58 ±0,11 -21,5%, p<0,05 | VS : 1,14 ±0,2 SA : 1,09 ±0,1 -4,48%, p=0,40 | VS : 1,29 ±0,30 SA : 0,98 ±0,58 -27,3%, p=0,27 | (stride length/height) VS : 0,76 ±0,42 SA : 0,70 ±0,97 -8,2%, p=0,002 | VS : 1,56 ±0,14 SpA : 1,38 ±0,15 -12,2%, p<0,001 |

Abréviations : VS = volontaires sains, SA = Spondylarthrite ankylosante, SpA = Spondylarthrite axiale, NR = non reporté, NS = non significatif

Nous avons premièrement observé une diminution significative de la vitesse de marche chez les patients atteints de SpA par rapport au groupe de volontaires sains. En l'absence de publications scientifiques sur la SpA (Soulard et al. 2021), nous avons comparé ces résultats avec ceux obtenus dans la SA. Nos résultats sont en accord avec les travaux de Zhang et coll. (Zhang et al. 2019). La vitesse de marche des patients et volontaires sains ayant participé à notre étude était légèrement supérieure à celle rapportée par Zhang et coll. (Zhang et al. 2019). Si la marche était évaluée sur 10 mètres dans les deux études, Zhang et coll. incluaient l'initiation, la phase stationnaire et la décélération dans l'analyse. Ce n'était pas le cas dans notre protocole expérimental puisqu'en accord avec la littérature (Tyson and Connell 2009; Flansbjerg et al. 2005; Clavijo-Buendía et al. 2020; Werner et al. 2020), les phases d'accélération et décélération n'était pas intégrées dans le calcul des paramètres de marche. Nous avons pour cela

utilisé une distance de 14 mètres (Tyson and Connell 2009; Flansbjerg et al. 2005; Clavijo-Buendía et al. 2020; Werner et al. 2020) et retiré les 2 premiers et derniers pas (Truong et al. 2016; Anwary et al. 2018). Lorsque nous avons comparé à d'autres études sur la SA, nos résultats ne corroboraient pas ceux de Del Din et coll. (Del Din et al. 2011) et Mangone et coll. (Mangone et al. 2011), qui ne retrouvaient pas de différence significative entre les deux groupes pour la vitesse de marche.

Nos résultats ont ensuite montré une réduction significative de la longueur de l'enjambée dans la SpA par rapport aux volontaires sains avec une large taille d'effet (d de Cohen) de 1,04. Ces résultats sont en accord avec la diminution de la longueur de l'enjambée dans la SA observée dans les deux études de Zebouni et coll. (Zebouni et al. 1992) et Zhang et coll. (Zhang et al. 2019). Cependant, ces résultats ne sont pas en accord avec ceux rapportés dans deux autres études sur la SA de Del Din et coll. (Del Din et al. 2011) et de Mangone et coll. (Mangone et al. 2011) dans lesquelles aucune différence significative sur la longueur de l'enjambée entre SpA et volontaires sains n'a été observée. Nos résultats ont ensuite révélé une réduction significative de la cadence dans la SpA par rapport à une population saine avec une taille d'effet modérée (d de Cohen: 0,72). Ce résultat n'est pas en accord avec les résultats de Zhang et coll. (Zhang et al. 2019), Zebouni et coll. (Zebouni et al. 1992), et Mangone et coll. (Mangone et al. 2011) qui ne retrouvaient aucune différence significative entre les deux groupes sur la cadence.

En plus de ces trois paramètres spatio-temporels de la marche couramment utilisés en clinique, nous avons également étudié la distribution temporelle du cycle de marche avec le pourcentage de temps passé en phase oscillante, en phase d'appui et en phase de double appui. La distribution des phases d'appui et oscillante sont des indicateurs temporels du patron de marche (Mariani et al. 2013b) utilisés couramment comme objectifs de rééducation de la marche (Jayakaran et al. 2014). En effet, le temps passé en phase d'appui et phase oscillante est déterminé par des facteurs incluant l'équilibre (Lopes et al. 2015) et la propulsion qui est en partie responsable de l'asymétrie dans l'hémiplégie chronique (Balasubramanian et al. 2007). Seulement une étude, à notre connaissance s'est intéressée à ces paramètres temporels dans la SA (Zhang et al. 2019). Nous avons retrouvé une diminution significative du temps de phase oscillante et une augmentation du temps d'appui dans la SpA par rapport aux volontaires sains. Ces résultats ne sont pas en accord avec la littérature sur la SA car aucune différence avec les volontaires sains n'avait été retrouvée sur la phase oscillante par Zhang et coll. (Zhang et al. 2019). Nous avons ensuite mis en évidence une augmentation du temps de double appui chez les SpA par rapport aux volontaires sains. La taille de l'effet était alors considérée comme large ($>0,8$). De façon intéressante, la valeur de double appui obtenue dans notre étude ne pouvait pas être comparée à d'autres études car ce paramètre n'avait jamais été étudié dans la SA (Soulard et al. 2020).

Même si le faible nombre d'études publiées ($n=4$) et la disparité des méthodologies utilisées rendant les comparaisons des paramètres spatio-temporels de la marche assez difficiles, les résultats de cette étude et de ceux publiés dans la SA ont révélé un manque de consensus dans la littérature sur la marche et la SA ou la SpA. Nous nous sommes questionnés sur l'origine de ces divergences. Premièrement, les

caractéristiques cliniques et démographiques des patients et volontaires sains (âge, poids, taille) et la durée de la maladie des patients inclus dans notre étude (âge : 45 ans, durée de la maladie : 11,77 ans) étaient comparables aux précédentes études (âge entre 38 et 49,4 ans (Zebouni et al. 1992; Mangone et al. 2011; Del Din et al. 2011; Zhang et al. 2019) ; durée de la maladie: entre 9,3 et 15 ans (Zebouni et al. 1992; Mangone et al. 2011; Del Din et al. 2011; Zhang et al. 2019) et ne pouvaient donc pas expliquer ces résultats contrastés.

Nous avons ensuite évalué si ces résultats divergents rapportés sur la marche dans la SA (Soulard et al. 2020) pouvaient en partie être expliqués par l'intensité de la douleur rapportée par le patient au moment de l'évaluation. Il est en effet que la douleur lombo-sacrée est un symptôme majeur de la SpA (Sieper and Poddubnyy 2017) et que la douleur inflammatoire du dos est un critère central de diagnostic de la maladie (Rudwaleit et al. 2009c). Il est aussi bien établi que les patients lombalgiques peuvent avoir une altération significative des paramètres spatio-temporels de la marche (Hicks et al. 2017; Bonab et al. 2020; Demirel et al. 2020). Par exemple, une précédente étude rapportait que les patients lombalgiques présentaient une diminution de la vitesse de marche (Bonab et al. 2020; Demirel et al. 2020), de la cadence (Bonab et al. 2020) ou de la longueur de l'enjambée (Bonab et al. 2020; Demirel et al. 2020) par rapport à des volontaires sains diminuées. De plus, une corrélation négative entre la douleur et la vitesse de marche ($-0,898$, $p < 0,001$), la longueur de l'enjambée ($-0,706$ to $-0,730$, $p < 0,001$), ou la cadence ($-0,888$, $p < 0,001$) a été retrouvée chez les patients lombalgiques (Bonab et al. 2020). Dans la SA, une corrélation négative entre la douleur et la vitesse de marche ($-0,521$, $p < 0,001$) avait également été retrouvée (Zhang et al. 2019). Nous pouvions donc faire l'hypothèse que l'intensité de la douleur pourrait expliquer les incohérences retrouvées dans les études dans la SA.

Contrairement aux précédentes études évaluant aussi l'intensité de la douleur (Mangone et al. 2011; Zhang et al. 2019), nous avons également étudié la localisation des douleurs. Si la majorité des douleurs chez les patients atteints de SpA étaient situées au niveau du rachis lombaire (56,7%), cervical (46,7%), ou des fesses ou articulations sacro-iliaques (40%), les patients rapportaient également des douleurs localisées aux niveaux des genoux, hanches, épaules, coudes ou mains. Si la SpA est marquée par une atteinte principalement axiale, des douleurs des articulations périphériques peuvent également être présentes. L'analyse statistique secondaire des paramètres spatio-temporels de la marche a montré que lorsque l'intensité de la douleur rapportée était prise en compte, les patients atteints de SpA présentaient toujours une diminution significative de la vitesse de marche, une réduction de la longueur de l'enjambée et du temps d'oscillation, et une augmentation significative du temps de double appui. De façon intéressante, il n'existait plus de différence statistiquement significative de la cadence entre les deux groupes. Ces résultats suggèrent donc que les différences entre les deux groupes sur la cadence pourraient être expliquées par la douleur rapportée au moment de l'évaluation. La différence de cadence entre les volontaires sains et les patients était faible (4,9%, de de Cohen : 0,72) et pourrait expliquer pourquoi la cadence n'était plus différente entre les deux groupes lorsque la douleur était ajoutée en

covariable. Ce résultat pourrait expliquer pourquoi les études précédentes dans la SA ne retrouvaient pas de différence significative sur la cadence (Zebouni et al. 1992; Mangone et al. 2011) et rapportaient une douleur de faible intensité chez les patients (Mangone et al. 2011). De façon complémentaire, ces résultats suggèrent que les différences observées entre les deux groupes sur les autres paramètres spatio-temporels de la marche ne pouvaient pas être expliqués uniquement par la douleur rapportée au moment de l'évaluation. Lorsque nous avons corrélé les paramètres spatio-temporels de marche et la douleur chez les patients et les volontaires sains, nous n'avons pas retrouvé de corrélation significative ce qui pourrait expliquer pourquoi la plupart des paramètres spatio-temporels n'étaient pas uniquement expliqués par la douleur. De plus, la douleur des patients atteints de SpA rapportée au moment de l'évaluation était faible ($3,12 \pm 2,38$ sur 10) alors qu'un niveau minimum d'intensité de la douleur de 3,35 avait été identifié chez les patients après une amputation pour obtenir une altération des paramètres de marche (Kelly et al. 1998). Il est également possible que le niveau de difficulté de la tâche ait été trop faible pour que la douleur impacte les paramètres spatio-temporels. En effet, il a été montré que le niveau de difficulté de la tâche pouvait modifier les conséquences de la douleur sur la marche (Hamacher et al. 2016; Abdallat et al. 2020). Il est alors possible que l'utilisation d'une tâche de marche plus complexe ou du paradigme de la double tâche puisse augmenter les conséquences de la douleur sur la marche. L'impact ou non de la douleur rapportée sur l'altération de la marche dans la SpA reste ouverte et non complètement résolue. En d'autres termes, les résultats des prochaines études concernant la marche des patients atteints de SpA devraient être reportés avec précaution en prenant en compte l'impact de la douleur sur celle-ci.

En définitive, les patients atteints de SpA présentaient une diminution de la vitesse de marche et de la cadence, une réduction de la longueur de l'enjambée et du temps d'oscillation et une augmentation du temps d'appui et de double appui par rapport à une population saine durant la marche. Regardés ensemble, ces résultats sur les paramètres spatio-temporels de la marche pourraient être interprétés comme l'adoption d'un patron de marche conservateur ou moins déstabilisateur chez les patients atteints de SpA illustré en Figure 13. Ces caractéristiques spatio-temporelles de la marche rendent compte d'un patron de marche caractéristique appelé 'cautious gait' ou marche 'précautionneuse' qui est habituellement observé chez le sujet âgé (Herrensens et al. 2018) mais aussi chez des patients présentant des troubles locomoteurs (e.g. : patients avec ataxie cérébelleuse (Pirker and Katzenschlager 2017), ataxie proprioceptive (Pirker and Katzenschlager 2017), adultes souffrant d'obésité (McGraw et al. 2000; Lim et al. 2020; Maktouf et al. 2020), ou de douleurs lombaires chroniques (Hicks et al. 2017; Bonab et al. 2020; Demirel et al. 2020)). Cette caractéristique typique de "marche précautionneuse" avait déjà été identifiée dans la SA dans deux études (Zebouni et al. 1992; Del Din et al. 2011). Cependant, ces deux études retrouvaient une réduction significative de la longueur de l'enjambée uniquement (Zebouni et al. 1992) ou retrouvaient seulement une tendance vers la réduction de la vitesse ou de la longueur de l'enjambée (Del Din et al. 2011), chez des patients SA par rapport à une population saine.

De manière générale, il a été mis en évidence que les individus compensent leurs déficits d'équilibre ou de marche (e.g. : sensoriels (Timmis and Pardhan 2012), moteurs (Brown et al. 1995; Simoneau et al. 2007), cognitifs (Lam 2011), état psychologique ou affectif (augmentation de l'anxiété perçue (Tersteeg et al. 2012; Lawrence et al. 2015) ou peur de chuter (Herman et al. 2005; Giladi et al. 2005; Bueno et al. 2019)) en étant plus précautionneux lors de la marche. L'adoption d'un patron de marche conservateur, caractérisé par une diminution de la vitesse de marche, une réduction de la longueur de l'enjambée et de la cadence et une augmentation du temps passé en double appui pourraient être vus comme une adaptation pour garantir ou augmenter la stabilité afin de maintenir une marche sécurisée (Cromwell and Newton 2004; Herssens et al. 2018). Une atteinte de l'équilibre statique ou dynamique dans la SpA pourrait expliquer ces résultats. Certaines études ont en effet identifié une atteinte de l'équilibre statique et/ou dynamique dans la SpA par rapport à une population de volontaires sains (Murray et al. 2000; Durmus et al. 2010; Vergara et al. 2012; Sawacha et al. 2012; Çınar et al. 2016; Batur and Karataş 2017; Gündüz et al. 2017; Uckun and Sezer 2017; Acar et al. 2019), ce qui n'était pas le cas d'une autre étude (Aydog et al. 2006).

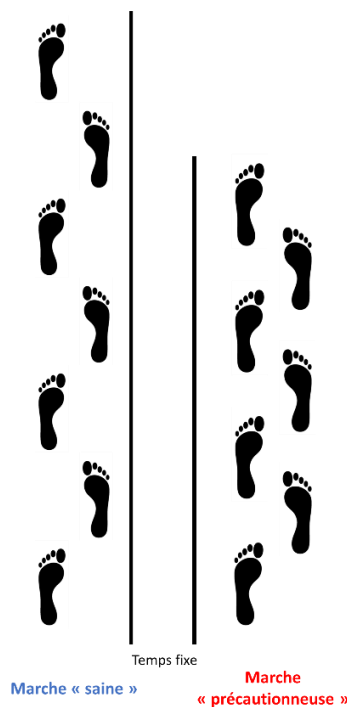


Figure 13. *Illustration d'un patron de marche "sain" (gauche) et "précautionneux" (droite) sur un temps fixe, caractérisé par une diminution de la vitesse de marche et de la cadence, une réduction de la longueur de l'enjambée et une augmentation du temps de double appui*

Les caractéristiques cliniques et valeurs des paramètres spatio-temporels de la marche rapportées chez des volontaires sains comparativement à celles observées dans notre étude chez les volontaires sains et les patients atteints de SpA sont reportées dans le Tableau 5. Il est important de noter que les valeurs de vitesse de marche des volontaires sains retrouvées dans notre étude sont comparables à celles observées chez des volontaires sains d'une trentaine d'années (Herssens et al. 2018). Les valeurs de vitesse de

marche des patients atteints de SpA étaient quant à elle comparables à des valeurs retrouvées par une étude chez des patients de 70 ans (de Oliveira Silva et al. 2019). Cela suggère à nouveau que les patients atteints de SpA présentent des troubles de la locomotion qui se caractérisent par l'adoption d'une marche dite « précautionneuse » pouvant être comparée à celle que l'on retrouve chez le sujet âgé (Herrens et al. 2018). La cadence dans notre étude était inférieure à celle retrouvée dans les autres études alors que la longueur de l'enjambée était supérieure. Ces résultats sont donc à nuancer dans la mesure où les protocoles, l'environnement et les conditions de réalisation des évaluations de marche dans ces études étaient variables et peu standardisés et peuvent influencer les résultats obtenus sur la marche.

Tableau 5. Caractéristiques cliniques et valeurs des paramètres spatio-temporels de la marche rapportées chez des volontaires sains (VS) comparativement à celles observées dans notre étude chez les volontaires sains et les patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA)

| | Herrens et coll. 2018 | De Oliveira Silva et coll. 2019 | Herrens et coll. 2018 | Soulard et coll. | Soulard et coll. |
|---|-------------------------------------|---|-------------------------------------|--|--|
| Caractéristiques cliniques | | | | | |
| Population | Saine | Saine | Saine | Saine | SpA |
| Age | 30 ans | 70,6 ±8,6 | 90 ans | 45,37 ±10,54 | 45,70 ±10,60 |
| Distance de marche | 4,6 mètres | Test de marche de 10 mètres | 4,6 mètres ou non précisé | 14 mètres | 14 mètres |
| Vitesse | Vitesse de marche auto-sélectionnée | Vitesse de marche auto-sélectionnée | Vitesse de marche auto-sélectionnée | Vitesse de marche confortable auto-sélectionnée | Vitesse de marche confortable auto-sélectionnée |
| Distance d'enregistrement | Non précisé | 4 mètres d'enregistrement, 3 mètres d'accélération et 3 mètres décélération | Non précisé | 10 mètres d'enregistrement, 2 mètres accélération et 2 mètres décélération | 10 mètres d'enregistrement, 2 mètres accélération et 2 mètres décélération |
| Matériel | Gaitrite® | Videogrammetry | Gaitrite® ou Vicon | Capteurs inertiels Physilog 5® | Capteurs inertiels Physilog 5® |
| Paramètres spatio-temporels de la marche | | | | | |
| Vitesse (m/s) | 1,50 ±0,17 | 1,26 ±0,23 | 0,87 ±0,17 | 1,50 ±0,16 | 1,27 ±0,17 |
| Cadence (pas/min) | 122,00 ±4,27 | 113,11 ±9,62 | 105,58 ±7,32 | 113,89 ±6,35 | 108,41 ±7,85 |
| Longueur de l'enjambée (m) | 1,41 (1,1 – 1,7) | 1,10 (0,9-1,4) | 0,99 ±0,16 | 1,56 ±0,14 | 1,38 ±0,15 |

Pour conclure, les résultats de cette étude montrent que les patients atteints de SpA adoptaient une marche « précautionneuse » similaire à celle observée dans d'autres populations mentionnées ci-dessus (McGraw et al. 2000; Pirker and Katzenschlager 2017; Herrens et al. 2018; Bonab et al. 2020; Lim et al. 2020; Maktouf et al. 2020).

5.1.4. Les patients atteints de spondylarthrite axiale présentent une altération de la marche comparable aux volontaires sains lorsqu'ils sont soumis à une double tâche

L'objectif de cette étude était d'évaluer les effets de la double tâche lors de la marche des patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA) par rapport à une population de volontaires sains. Plus précisément, nous souhaitions déterminer si 1) les paramètres spatio-temporels de la marche sont altérés par la SpA en double tâche, et 2) les paramètres spatio-temporels de la marche sont plus affectés par la double tâche chez les patients atteints de SpA par rapport à des volontaires sains.

Le paradigme de la double tâche est un paradigme de recherche couramment utilisé pour étudier les interactions entre la cognition et le contrôle de la marche (voir (Kelly et al. 2010; Beurskens et al. 2016; Stöckel and Mau-Moeller 2020; Kwon et al. 2019; Johnson et al. 2020; Beurskens and Bock 2012; Al-Yahya et al. 2011; Smith et al. 2017; Lee et al. 2013; Deblock-Bellamy et al. 2020; Yogev et al. 2005; Postigo-Alonso et al. 2018) pour des revues récentes). Cependant, si ce paradigme a été très étudié chez des sujets âgés (Al-Yahya et al. 2011; Beurskens and Bock 2012; Smith et al. 2017; Wollesen et al. 2019) ou pathologiques (Yogev et al. 2005; Lee et al. 2013; Postigo-Alonso et al. 2018; Deblock-Bellamy et al. 2020), cette étude était la première à évaluer les effets de la double tâche sur les paramètres spatio-temporels de la marche dans la SpA.

Le Tableau 6 illustre les caractéristiques cliniques, protocoles d'évaluation de la marche utilisés dans de précédentes études sur des volontaires sains comparativement à ceux observés dans notre étude. Les pourcentages de changement des paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche par rapport à la simple tâche sont également indiqués dans le Tableau 6 pour chaque étude.

Nous avons tout d'abord observé une diminution significative de la performance de marche lors de la réalisation de la tâche manuelle chez les volontaires sains. Ces résultats, en accord avec de précédentes études sur les effets de tâches manuelles sur la marche conduites auprès de volontaires sains (Yang et al. 2007; Abbruzzese et al. 2014; Kwon et al. 2019). Ces résultats suggèrent qu'une interférence de la tâche manuelle avec la marche peut exister même chez des volontaires sains et pourrait être en lien avec une division des ressources attentionnelles entre les deux tâches classiquement retrouvée dans les paradigmes de double tâche (Al-Yahya et al. 2011; Beurskens et al. 2016; Wollesen et al. 2019).

Tableau 6. *Caractéristiques cliniques, protocoles d'évaluation de la marche et pourcentages de changement des paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche par rapport à la simple tâche chez des volontaires sains (VS) dans de précédentes études comparativement à ceux observés dans notre étude chez les volontaires sains et les patients atteints de spondylarthrite axiale (SpA)*

| | Abbruzzese et coll. 2014 | Yang et coll. 2007 | Kwon et coll. 2019 | Soulard et coll. 2020 | Soulard et coll. 2020 |
|---|--|---|---|---|---|
| Caractéristiques cliniques | | | | | |
| Population | Saine | Saine | Saine | Saine | SpA |
| Age en années (moyenne \pm sd) | 26,8 \pm 4,9 | 62,73 \pm 9,02 | 21,47 \pm 1,70 | 45,37 \pm 10,54 | 45,70 \pm 10,60 |
| Protocoles d'évaluation de la marche | | | | | |
| Distance de marche | Env 8 mètres | 10 mètres | 7 mètres | 14 mètres | 14 mètres |
| Vitesse | Vitesse confortable préférée | Vitesse confortable | Vitesse confortable auto-sélectionnée | Vitesse confortable | Vitesse confortable |
| Distance d'enregistrement | 4,6 mètres 2m accélération, 2m décélération | 3,7 m Accélération et décélération autour de la distance de mesure | Non précisé | 10 mètres 2m accélération, 2m décélération | 10 mètres 2m accélération, 2m décélération |
| Matériel | Gaitrite® | Gaitrite® | LEGSys + capteurs inertiels (Biosensics) | Capteurs inertiels (Physilog 5®) | Capteurs inertiels (Physilog 5®) |
| Tâche secondaire manuelle | Marche sans renverser l'eau d'une tasse sécurisée dans un pichet | Transport d'une tasse sur un plateau | Transport d'une tasse remplie d'eau sans la renverser en marchant | Transport d'un verre rempli d'eau à 1 cm sous le rebord | Transport d'un verre rempli d'eau à 1 cm sous le rebord |
| Consignes de priorisation | Non précisé | Non précisé | Non précisé | « Réalisez les deux tâches aussi bien » | « Réalisez les deux tâches aussi bien » |
| Paramètres spatio-temporels de la marche | | | | | |
| Vitesse (m/s) | -2,2%, NA | -8,1%, p<0,005 | -25,5%, p<0,05 | -4,8%, p<0,001 | -6,5% ; p<0,001 |
| Cadence (pas/min) | +0,8%, NA | -1,1%, NS | -14,8%, p<0,05 | -0,3%, NS | -1,04%, NS |
| Longueur de l'enjambée (m) | -3,2%, NA | -5,6%, p<0,005 | -18,5%, p<0,05 | -3,9%, p<0,001 | -5,2%, p<0,001 |

Abréviations : NA : non applicable, NS = non significatif

Nos résultats ont ensuite montré, pour la première fois à notre connaissance, que la marche des patients atteints de SpA était affectée par la double tâche avec une diminution significative de la vitesse, de la longueur de l'enjambée et du temps d'oscillation. Le temps d'appui et de double appui étaient augmentés significativement. Si une étude s'était intéressée aux effets de la double tâche sur la posture dans la polyarthrite rhumatoïde (Tjon et al. 2000), aucune étude n'a, à notre connaissance, étudié les effets de la double tâche sur la marche dans aucun des différents rhumatismes inflammatoires chroniques.

La Figure 14 représente les effets de la double tâche en pourcentage (DTE%) pour les paramètres de vitesse, cadence et longueur de l'enjambée pour chaque participant moyennés sur les essais 2 et 3. Les volontaires sains sont en bleu et les patients sont en rouge. Excepté quelques participants qui semblent avoir augmenté leur performance en double tâche (DTE% négatif), nous constatons à nouveau que la performance de marche est altérée en double tâche dans les deux groupes.

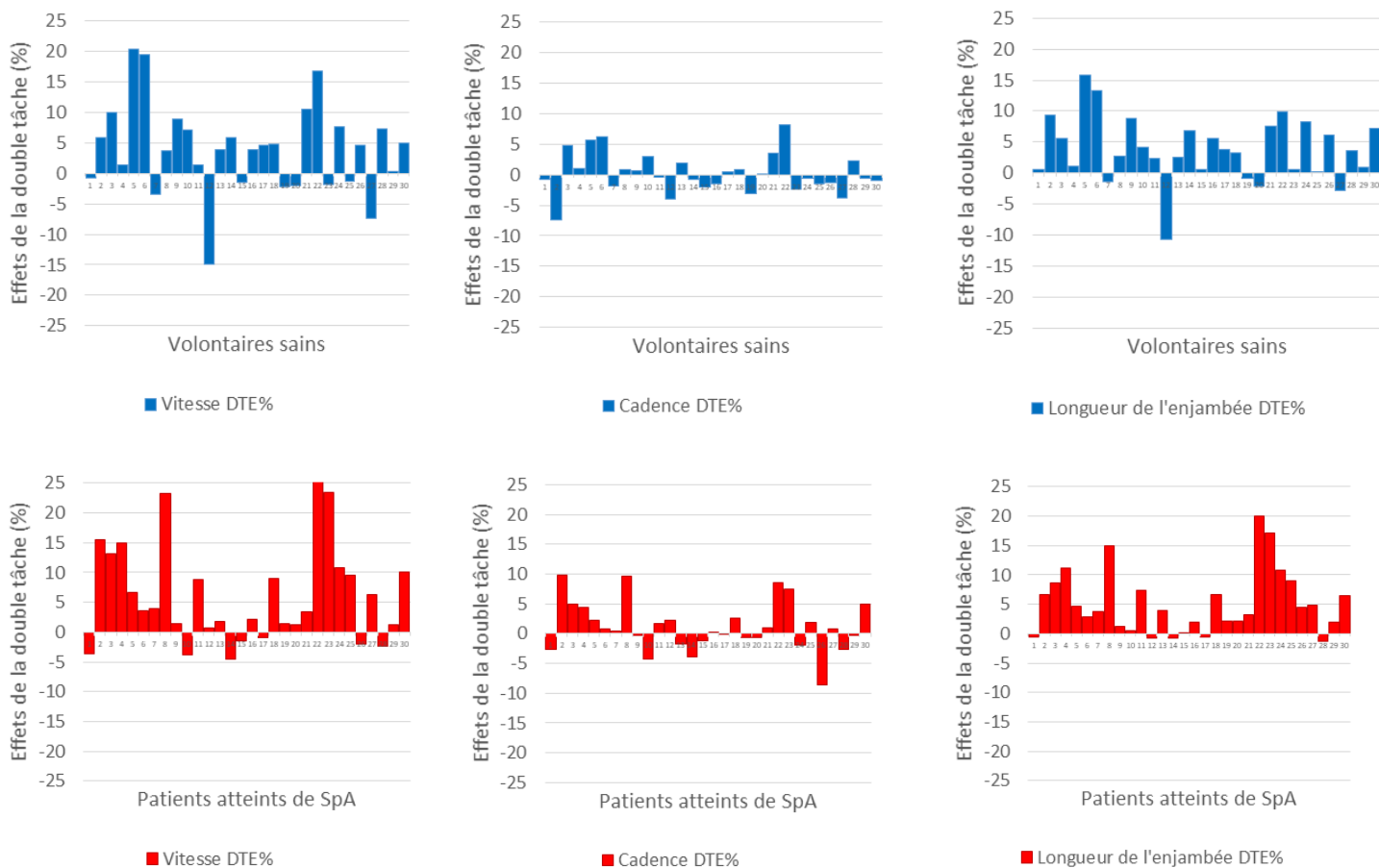


Figure 14. *Histogrammes représentant les effets de la double tâche en pourcentage pour chaque individu pour les paramètres de vitesse, cadence et longueur de l'enjambée chez les volontaires sains et chez les patients atteints de spondylarthrite axiale*

Il est intéressant d'observer que, contrairement à notre hypothèse, les patients n'étaient pas plus impactés par la double tâche que la population saine. En lien avec cette observation, nous n'avons pas retrouvé de différence significative entre les deux groupes sur la performance de la tâche secondaire manuelle. Ces résultats suggèrent que si la marche est altérée en double tâche chez les patients atteints de SpA, la marche ne nécessitait pas plus d'attention chez les patients atteints de SpA. Des interférences liées à la double tâche sont susceptibles d'apparaître lorsque la capacité centrale disponible des individus est dépassée, rendant les individus soumis à ces tâches incapables d'adapter de façon appropriée l'attention entre la marche et la tâche secondaire (Deblock-Bellamy et al. 2020). Dans notre étude, les interférences de la double tâche avaient des conséquences sur la marche uniquement, sans altération majeure de la tâche secondaire manuelle. Cependant, au vu des pourcentages de changement des paramètres spatio-temporels entre la simple tâche et la double tâche présentés dans le Tableau 6 (0,4 à 4,8% chez les volontaires sains et 0,9 à 6,5% chez les patients atteints de SpA), les conséquences de la tâche secondaire sur la marche étaient relativement faibles dans les deux groupes. Il est désormais admis que plusieurs facteurs peuvent influencer la demande attentionnelle associée à la marche en double tâche. Ces facteurs sont illustrés sur la Figure 15. Il est dès lors possible que ces facteurs puissent expliquer nos résultats.

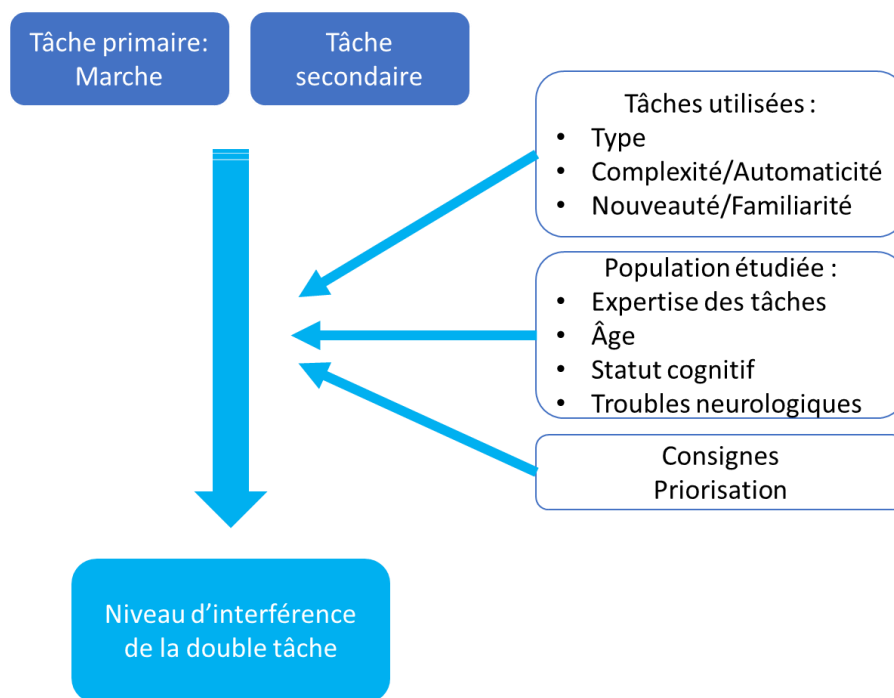


Figure 15. Représentation schématique des facteurs pouvant impacter le niveau d'interférence de la double tâche lors de la marche

Parmi ces facteurs, citons tout d'abord, le type, la complexité et la nouveauté de la tâche primaire de marche (Shkuratova et al. 2004; Fino et al. 2018; Nazary-Moghadam et al. 2018; Leone et al. 2020) et/ou secondaire (Al-Yahya et al. 2011; Bayot et al. 2018; Wollesen et al. 2019; Deblock-Bellamy et al. 2020) qui peuvent modifier le niveau d'interférence de la double tâche lors de la marche. Dans notre étude, nous avons testé une seule tâche de marche (vitesse confortable en ligne droite) et une seule tâche secondaire (transport d'un verre rempli d'eau). Nous avons choisi ces deux tâches en lien avec les recommandations concernant l'importance de l'utilisation d'évaluations en double tâche proches de la vie quotidienne pour assurer une validité écologique à ces évaluations (Deblock-Bellamy et al. 2020). Ces deux tâches peuvent cependant ne pas représenter toutes les situations de double tâche de la vie quotidienne et sont deux tâches relativement faciles et familières, en terme de niveau de complexité et de nouveauté (Lundin-Olsson et al. 1998; Hunter et al. 2018). Le niveau d'automaticité de chaque tâche peut également influencer le niveau d'interférence (Perrochon 2013). Si les deux tâches font appel à des processus automatiques, l'interférence sera moins importante que lorsque les deux tâches font appel à des processus contrôlés (Perrochon 2013). Il est possible que l'augmentation de la complexité et/ou la diminution de l'automaticité de l'une des deux tâches ou des deux tâches aurait pu accentuer les différences de performance des tâches entre les deux groupes (Madehkhaksar and Egges 2016; Wollesen et al. 2019).

Le niveau d'interférence de la double tâche est aussi dépendant de la population étudiée (Smith et al. 2016; Yang et al. 2020). En effet, selon les caractéristiques de la population, en termes d'âge (Smith et al. 2016), de présence de troubles cognitifs (Yang et al. 2020), troubles neurologiques (Yogev et al.

2005; Lee et al. 2013; Postigo-Alonso et al. 2018; Deblock-Bellamy et al. 2020), il est possible que certaines tâches aient des conséquences plus importantes sur ces individus que sur des volontaires sains et jeunes (Smith et al. 2016; Yang et al. 2020). A l’opposé, pour certains individus les tâches utilisées peuvent ne pas être assez exigeantes pour atteindre une sollicitation limite des ressources attentionnelles (Abernethy 1988). Les patients et les volontaires sains étaient âgés de 18 à 65 ans, sans trouble cognitif ou neurologique connus. Nous pouvons émettre l’hypothèse que la tâche manuelle utilisée dans cette étude, associée à une tâche de marche à vitesse confortable en ligne droite, n’ait pas permis d’excéder les ressources attentionnelles disponibles avec un niveau d’interférence faible et des altérations de la marche mineures dans les deux groupes.

Si les patients atteints de SpA peuvent présenter une fatigue plus importante que les volontaires sains (Ulus et al. 2019), seulement peu d’études se sont intéressées aux déficits attentionnels et cognitifs dans la SA ou la SpA (Wu et al. 2014; Li et al. 2019). Dans une première étude dans la SA, Li et coll. (Li et al. 2019) ont montré que l’hyperactivité de la maladie pouvait altérer le statut psychologique (évalué par une échelle de dépression et d’anxiété), qui pouvait lui-même augmenter l’occurrence de la fatigue (Li et al. 2019). Dans une seconde étude s’intéressant à la substance cérébrale grise et blanche, la fatigue dans la SA était négativement corrélée avec la quantité de substance grise dans les réseaux neuronaux de l’attention et de l’exécution (Wu et al. 2014). De plus, les patients avec un niveau élevé de fatigue présentaient une faible fraction d’anisotropie de la substance blanche (qui reflète la densité des fibres, le diamètre axonal et la myélinisation) reliant les structures corticales de l’attention et de l’exécution (Wu et al. 2014). Les auteurs concluaient que l’altération des réseaux neuronaux de l’attention pouvait induire de la distractibilité ou un manque d’attention pouvant être présent chez les SA souffrant de fatigue sévère (Wu et al. 2014). Cependant, les patients inclus dans notre étude ne présentaient pas un niveau d’activité de la maladie élevé et les premières analyses des niveaux de fatigue (score de Pichot) ne mettaient pas en évidence de fatigue sévère chez ces patients.

De plus, le niveau de douleur peut impacter les capacités de réalisation de double tâche (Bushnell et al. 2013; Keogh et al. 2013). Cependant, les patients inclus dans l’étude avaient un traitement stable, avec une douleur rapportée au moment de l’évaluation relativement faible, et ils étaient soumis à une tâche locomotrice et secondaire simples, ce qui pourrait expliquer pourquoi les patients n’étaient pas plus affectés par la double tâche que les volontaires sains. L’utilisation de tâches locomotrices ou secondaires plus complexes ou l’évaluation de patients avec une douleur plus forte et moins stabilisée aurait pu modifier les effets de la double tâche entre les deux groupes. Enfin, le niveau d’interférence de la double tâche pourrait être dépendant de la consigne donnée aux participants. La priorisation sur une des tâches, ou la non-priorisation, peuvent influencer la performance de l’une des tâches ou des deux (Yogev-Seligmann et al. 2010; Kelly et al. 2010; Yogev-Seligmann et al. 2012). Dans notre étude, nous avons choisi de demander aux participants de ne pas prioriser une des deux tâches et de réaliser les deux tâches aussi bien (marche à vitesse confortable et port du verre d’eau) aussi bien. La non-priorisation d’une tâche permet de conserver la caractère écologique de la tâche dans la mesure où le participant choisit

lui-même la stratégie qu'il souhaite utiliser pour gérer les deux tâches, en priorisant ou non une tâche (Woollacott and Shumway-Cook 2002). Cependant, nous pouvons supposer que l'utilisation d'une consigne priorisant l'une ou l'autre des deux tâches pourrait avoir modifié les conséquences sur l'altération des performances de la tâche primaire ou secondaire.

Pour conclure, notre étude a mis en évidence une altération de la marche des patients atteints de SpA en double tâche avec une réduction significative de la vitesse, de la longueur de l'enjambée et du temps d'oscillation, et une augmentation significative du temps d'appui et de double appui. Cette altération était comparable aux altérations retrouvées chez les volontaires sains suggérant que les patients atteints de SpA n'étaient pas plus influencés par la double tâche que les volontaires sains.

5.2. Apports cliniques de la thèse

Après avoir réalisé une revue de la littérature sur les évaluations de la marche dans la SA et la SpA, ce travail a visé l'évaluation de la reproductibilité des mesures en intra-session sur des volontaires sains et des patients atteints de SpA. Les paramètres de marche évalués durant le test de marche de 10 mètres au moyen de capteurs inertiels disposés sur les pieds étaient reproductibles en simple et double tâche. Cependant, les index de symétrie et les effets de la double tâche semblaient peu reproductibles avec des erreurs minimales de mesures très importantes. Ils peuvent donc être un indicateur pour le clinicien d'une asymétrie des paramètres de marche ou du coût plus important d'une tâche par rapport à une autre chez un patient, mais doivent être utilisés avec parcimonie. Le ratio de symétrie était plus reproductible et devrait être préféré à l'index de symétrie. Ensuite, nous avons mis en évidence des altérations de la marche dans la SpA, caractérisées par une diminution significative de la vitesse de marche, de la cadence, de la longueur de l'enjambée et du temps passé en phase d'oscillation et une augmentation du temps de double appui et du temps passé en phase d'appui. La différence de cadence entre les patients atteints de SpA et les volontaires sains était expliquée par la douleur rapportée au moment de l'évaluation, mais la douleur n'expliquait pas les différences entre les autres paramètres spatio-temporels. Ensuite, concernant les effets d'une double tâche, une différence significative avec une diminution de la vitesse, de la longueur de l'enjambée et du temps passé en phase d'oscillation et une augmentation du temps passé en double appui dans les deux groupes. Les patients n'étaient pas plus affectés par la double tâche que les volontaires sains.

Pour le kinésithérapeute, la mise en évidence de ces altérations de la marche relève l'intérêt de travailler le schéma de marche chez les patients atteints de SpA. En effet, pour diminuer les conséquences de ces altérations sur la vie quotidienne des patients, il semble nécessaire d'augmenter la vitesse de marche confortable, en augmentant la longueur de l'enjambée, la cadence, la phase d'oscillation, et en diminuant le temps de simple et double appui. Les paramètres de marche pourront être également modifiés par l'augmentation des amplitudes du bassin et des membres inférieurs lors de marche. En effet, certaines

études ont mis en évidence dans la SA une diminution des amplitudes des membres inférieurs dans le plan sagittal lors de la marche (Zebouni et al. 1992; Del Din et al. 2011), une diminution de la mobilité du bassin (Mangone et al. 2011; Del Din et al. 2011), qui étaient associées à une augmentation de la rotation externe et de l'abduction (Zhang et al. 2019). De plus, l'augmentation du temps de double appui ayant été associée au risque de chute (Maki 1997), le travail de la marche et des capacités d'équilibre pourrait diminuer le risque de chute qui est augmenté dans cette population (Alkan et al. 2013; Dursun et al. 2015). La gestion de la douleur est également un point important dans la prise en charge kinésithérapique car elle peut notamment limiter la cadence lors de la marche dans la vie quotidienne et donc limiter l'indépendance et l'autonomie. La réalisation d'un entraînement à la double tâche reste aussi un objectif important pour améliorer les capacités de double tâche. L'amélioration de la vitesse de marche a notamment été mise en évidence suite à un entraînement en double tâche dans d'autres populations (Demirdel and Erbahçeci 2020; Li et al. 2020; Tasvuran Horata et al. 2020).

Ce travail s'est principalement intéressé à la marche et notamment à sa qualité dans une population de patients atteints de SpA. En effet, la marche reste une des activités clés permettant la pratique d'activité physique du plus grand nombre. La marche peut être utilisée comme moyen de déplacement ou comme activité physique de plein air (marche en extérieur, marche nordique, randonnée...). L'activité physique est un traitement non médicamenteux clé de la prise en charge des patients atteints de spondylarthrite axiale (van der Heijde et al. 2017). Pour le médecin, les altérations de la marche dans la SpA ne sont souvent pas les premiers troubles rapportés par le patient. Ils peuvent cependant impacter la vie quotidienne et limiter la pratique d'activité physique. Ils doivent donc faire l'objet d'un questionnement et si possible d'une évaluation précise lors des consultations ou des hospitalisations de jour. L'intérêt d'évaluer la marche réside donc aussi dans l'intérêt d'identifier les patients nécessitant une prise en charge spécifique des déficiences et limitations d'activité en individuel par un kinésithérapeute pour mettre en place une activité physique, par rapport à ceux pouvant réaliser une activité physique adaptée avec un éducateur en activité physique adaptée, ou ceux pouvant réaliser une activité physique sans supervision en club ou en association.

5.3. Limites et perspectives

5.3.1. Limites

Tests utilisés

Ce travail s'est basé sur un test simple et couramment utilisé en pratique clinique : le test de marche de 10 mètres (Tyson and Connell 2009; Flansbjerg et al. 2005; Clavijo-Buendía et al. 2020; Werner et al. 2020). Il ne s'agit évidemment pas du seul test impliquant la locomotion utilisé en pratique clinique. Nous pouvons également citer le test de marche de 6 minutes, développé initialement pour les pathologies respiratoires, est aussi couramment utilisé en pratique clinique (ATS Committee on

Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories 2002). Ce test mesure des capacités fonctionnelles d'endurance à un niveau sous-maximal et pourrait être intéressant à évaluer dans la SpA. En effet, une étude avait rapporté que le système pulmonaire pouvait être altéré chez 40 à 80% des patients atteints de SA (Dincer et al. 2007), en lien avec la diminution de la mobilité de la colonne et de l'expansion thoracique (Berdal et al. 2012), et avec de possibles maladies interstitielles du poumon, bronchiectasie ou fibrose apicale (Fenlon et al. 1997). De plus, les patients atteints de SA sont sujets aux infarctus du myocarde en lien avec l'inflammation systémique et la haute activité de la maladie, augmentant les risque cardiovasculaires (Mathieu and Soubrier 2018). Les patients atteints de SA présentaient une capacité vitale forcée, un volume expiratoire maximum en seconde et en début expiratoire positif inférieurs à des volontaires sains (O'Dwyer et al. 2015a). Lors de l'effort, la consommation maximum d'oxygène mesurée et la fréquence cardiaque était inférieure aux volontaires sains (O'Dwyer et al. 2015a). Le test de 6 minutes pourrait donc être un indicateur intéressant de l'évolution de la SpA au niveau pulmonaire, cardiaque, mais aussi d'une évolution plus globale par l'évaluation de la capacité des différents systèmes à s'adapter à l'exercice (ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories 2002).

D'autres tests permettant d'évaluer la mobilité dont la marche incluent aussi les transferts et les demi-tours et pourraient permettre une évaluation plus globale des capacités fonctionnelles des patients atteints de SpA. Par exemple, le test du Timed Up and Go (TUG) a été développé pour évaluer la mobilité globale et le risque de chute chez le sujet âgé (Podsiadlo and Richardson 1991). Il consiste à calculer le temps pour, en partant d'une position assise, se lever, marcher plusieurs mètres (3, 7, 10 mètres ou plus selon les protocoles), faire demi-tour et revenir s'asseoir (Podsiadlo and Richardson 1991). Certains auteurs donnent pour consignes de réaliser le TUG à vitesse confortable et sécurisé, et d'autres demandent de le réaliser le plus vite possible. Le TUG est devenu un test d'évaluation fonctionnelle très populaire car il permet d'évaluer différentes aptitudes telles que se lever et s'asseoir d'une chaise, faire demi-tour, marcher en ligne droite, passer d'une tâche à l'autre et contrôler son équilibre (Sprint et al. 2015). De plus, comme le test de marche de 10 mètres, il nécessite peu de matériel et d'installation. Les qualités psychométriques du TUG ont été largement étudiées chez le sujet âgé (Podsiadlo and Richardson 1991; Rydwick et al. 2011) ou après un accident vasculaire cérébral (Hafsteinsdóttir et al. 2014). Bien qu'utilisé dans plusieurs études, le TUG n'a jamais été validé dans la SpA. De plus, le temps de réalisation du TUG seul n'est pas toujours identifié comme un prédicteur fiable du risque de chute (Barry et al. 2014; Pettersson et al. 2020). Le TUG, comme le test de marche de 10 mètres, peut être instrumenté par des capteurs inertiels permettant d'évaluer séparément la durée de chaque phase, la position du tronc lors de transferts ou le nombre de pas lors des ½ tours (Sprint et al. 2015; Wüest et al. 2016; Ponciano et al. 2020). Il a été récemment démontré que l'instrumentation du TUG permettait une meilleure identification des risques de chute que lorsque le temps du TUG est utilisé seul (Modarresi et al. 2018).

Paramètres de marche et évaluations utilisés

Dans ce travail, nous nous sommes focalisés sur les paramètres spatio-temporels de la marche. Nous avons démontré que ces paramètres étaient reproductibles et sont facilement interprétables pour le clinicien. Cependant, d'autres paramètres comme la variabilité du pas sont de plus en plus utilisés et pourraient apporter des informations supplémentaires sur la SpA. En effet, la variabilité des patrons de marche des patients atteints de SA pourrait être diminuée, en lien avec la rigidité du rachis notamment (Del Din et al. 2011). Cependant, aucune étude n'a encore évalué la variabilité du temps de l'enjambée dans cette population. La variabilité du temps de l'enjambée a été montrée reproductible chez les volontaires sains et les patients atteints de démence en simple et en double tâche sur un test de marche de 10 mètres (Beauchet et al. 2011). Cependant, les capteurs inertiels Physiog® associés au logiciel d'analyse que nous avons utilisé ne donnaient pas cette valeur de variabilité car ils considéraient que le nombre de pas inclus dans l'analyse (au moins 14 pas) n'était pas suffisant pour évaluer celui-ci.

Une augmentation de la variabilité du temps de l'enjambée serait un biomarqueur permettant d'identifier les patients aux troubles cognitifs modérés ou atteints de démence (Beauchet et al. 2014). L'augmentation de la variabilité du temps de l'enjambée en situation de double tâche (tâches de fluence ou de décompte) a même été montrée comme étant un prédicteur du déclin cognitif dans les 5 ans (Beauchet et al. 2017c) et pourrait même identifier précocement les patients à risque de développer la maladie d'Alzheimer (Beauchet et al. 2017b). Les fonctions exécutives et les fonctions de mémoire et de navigation spatiale semblaient être impliquées dans le contrôle de la marche chez les personnes âgées, ce qui n'était pas le cas des personnes jeunes (Allali et al. 2014). L'altération de la marche en double tâche, et notamment l'augmentation de la variabilité du temps de l'enjambée pourrait ainsi être un marqueur du contrôle de la marche de haut niveau (Allali et al. 2016a). Dans la sclérose en plaques, la variabilité du temps de l'enjambée pouvait différencier les patients chuteurs et non chuteurs (Kalron et al. 2018) et la peur de chuter était associée à la variabilité du temps de l'enjambée en double tâche (Allali et al. 2016a). La variabilité du temps de l'enjambée était même un meilleur prédicteur de la chute que l'échelle quantifiant le handicap dans la sclérose en plaques (Expanded Disability Status Scale) (Allali et al. 2016b).

Parmi les évaluations que nous avons utilisées dans ce travail doctoral, l'évaluation de la douleur pourrait être améliorée. Nous avons utilisé l'échelle visuelle analogique (VAS) qui est considérée comme la gold standard pour quantifier l'intensité de la douleur perçue par le patient. Cependant, comme suggéré par Kaciroti et coll. ou Pathak et coll., la VAS seule pourrait ne pas capturer toutes les caractéristiques de la douleur (Pathak et al. 2018; Kaciroti et al. 2020). En plus du manque de précision et de la forte proportion de réponses incorrectes (Hjermstad et al. 2011; Pathak et al. 2018), la VAS part de la supposition qu'une douleur globale peut être évaluée par une évaluation unidimensionnelle (Huskisson 1974; Melzack 1975). Des approches plus objectives sont nécessaires pour évaluer précisément et en temps réel les différentes modalités de la douleur, et d'autant plus pour les pathologies chroniques (Kaciroti et al. 2020). L'évaluation clinique de la douleur devrait prendre en compte l'aspect

sensori-discriminatif de la douleur selon les localisations de la douleur sur le corps (Kaciroti et al. 2020). Dans notre étude, la localisation de la douleur était évaluée, mais n'était pas évaluée dans les précédentes études et ne pouvait donc pas être comparée à d'autres études sur la SpA. En plus de la localisation, d'autres questionnaires sur la douleur comme le questionnaire de McGill auraient pu être utilisés. Le questionnaire de McGill évalue notamment la qualité de la douleur par l'utilisation d'adjectifs descriptifs de la douleur, puis évalue l'évolution de la douleur au cours du temps et quantifie son intensité (Melzack 1975). Une autre composante importante à mesurer dans la SpA pourrait être les conséquences de la douleur sur le handicap et les activités de la vie quotidienne (Duruöz et al. 2020). En effet, la VAS ne mesure pas le handicap en lien avec la douleur du dos. Duruöz et coll en 2020 ont étudié la validité et la reproductibilité dans la SpA d'une échelle quantifiant le handicap en lien avec la douleur appelée '*Istanbul Low Back Pain Disability Index*' (Duruöz et al. 2020). Le BASFI, évaluant la fonction physique a été développé pour la SA, mais la limitation de mobilité a une part importante dans la limitation de la fonction physique (Duruöz et al. 2020). Dans la SpA, la douleur du dos joue un rôle majeur dans le handicap et ne serait pas forcément en lien avec une diminution de mobilité (Duruöz et al. 2020). Cette échelle aurait pu être utilisée pour mieux évaluer l'impact de la douleur sur la fonction physique.

Une autre limite de ce travail est que nous n'avons pas étudié la force musculaire et l'équilibre statique ou dynamique des participants inclus dans l'étude, alors que ces capacités semblaient atteintes dans la SpA (Murray et al. 2000; Durmus et al. 2010; Vergara et al. 2012; Sawacha et al. 2012; Çınar et al. 2016; Ibáñez Vodnizza et al. 2017; Batur and Karataş 2017; Gündüz et al. 2017; Uckun and Sezer 2017; Acar et al. 2019; Sarac et al. 2020). De plus, aucune évaluation cognitive des participants n'a été effectuée. La marche et la cognition partagent des réseaux neuronaux similaires, notamment le réseau fronto-pariétal, démontrant l'implication des processus cognitifs dans la mobilité (Holtzer et al. 2014). Les personnes ayant des déficiences cognitives peuvent avoir une diminution associée de la performance de marche (Yang et al. 2020) ; la diminution de la performance de marche étant même capable de prédire le déclin cognitif (Kikkert et al. 2016). La prépondérance de la cognition dans la marche peut notamment être mise en évidence lors de tâches locomotrices complexes (Stöckel and Mau-Moeller 2020) ou lors de la marche en double tâche (Bloem et al. 2006; Beurskens et al. 2016; Yang et al. 2020).

Population étudiée

Une deuxième limite à ce travail concerne la population de patients étudiée. En effet, les critères d'inclusion des patients de l'étude indiqués dans le Tableau 1 pourraient être considérés comme restrictifs. Tout d'abord, les patients de plus de 65 ans n'étaient pas inclus dans l'étude. Or, la SpA est une pathologie évolutive avec l'âge avec une augmentation de la raideur et des limitations. En plus des conséquences du vieillissement sur le patron de marche (Aboutorabi et al. 2016), la qualité de la marche pourrait se détériorer avec l'évolution de la maladie. Peu d'études ont à ce jour étudié la marche dans

la SpA et la moyenne d'âge des patients inclus dans ces études était entre 40 et 50 ans. Aucune ne s'est encore intéressée aux patients plus âgés. L'évaluation de patients plus âgés pourrait être intéressante pour identifier les altérations de la marche qui pourraient être associées à l'évolution de la maladie.

Ensuite, les patients inclus avaient un traitement stable depuis au moins 3 mois. Si certains patients présentaient un niveau d'activité modéré de la maladie, la moyenne d'activité de la maladie indiquée dans le Tableau 4 était considérée comme faible avec des conséquences faibles sur la fonction physique. De plus, l'intensité de la douleur rapportée était relativement faible (VAS : $3,12 \pm 2,38$). Ces patients ne pourraient donc pas représenter toute la population de patients atteints de SpA (Madsen 2018). Des études futures sont nécessaires pour étudier la marche dans la maladie qu'est la SpA.

La SpA comprend deux formes de maladie : une forme radiologique (SA) et une forme non-radiologique (SpA-nr). Plusieurs auteurs voient la SpA comme un continuum, avec une évolution possible ou non de la forme non radiologique vers la forme radiologique (Michelena et al. 2020). Les conséquences cliniques de la maladie et l'arsenal thérapeutique semblent comparables (Song et al. 2014; Baraliakos et al. 2017; Michelena et al. 2020). Cependant, certaines différences ont été observées entre les deux formes de SpA. Par exemple, la SpA-nr semble plus fréquente chez les femmes (Rusman et al. 2018; Garrido-Cumbrera et al. 2020), avec une douleur plus étendue incluant le cou et le haut du thorax (Slobodin et al. 2011) avec un délai de diagnostic plus long (Garrido-Cumbrera et al. 2020) et une utilisation moins importante des thérapies biologiques (Garrido-Cumbrera et al. 2020). Dans cette étude, nous n'avons pas différencié les deux formes de SpA. Un résumé d'étude présenté au congrès européen de rhumatologie a montré que les patients atteints de SpA-nr avaient une diminution significative du déplacement du centre de masse sur l'axe antéro-postérieur par rapport aux patients atteints de SA (Gonçalves et al. 2020). Cependant, aucune étude publiée n'a encore comparé les caractéristiques de marche entre ces deux populations.

Enfin, nous nous sommes focalisés sur les patients atteints de spondylarthrite axiale. La marche dans la polyarthrite rhumatoïde a été beaucoup plus étudiée que la marche dans la SpA (Baan et al. 2012; Carroll et al. 2015). Une revue systématique, incluant 78 études sur la marche et la polyarthrite rhumatoïde, retrouvait une diminution de la vitesse de marche, de la cadence et de la longueur de l'enjambée, associés à une augmentation du temps de double appui (Baan et al. 2012). Ce patron de marche précautionneux pourrait être comparable au patron que nous avons retrouvé dans la SpA. Cependant, aucune étude n'a encore comparé les caractéristiques de marche entre ces deux populations.

Evaluation à un temps fixe

Une autre limite de ce travail est que l'évaluation des patients était réalisée à un temps fixe, qui ne permettait pas d'étudier l'évolution des caractéristiques de marche des patients atteints de SpA. La SpA est marquée par des périodes alternatives de stabilité et de poussée rendant l'évolution naturelle de la maladie non complètement comprise et la maladie difficilement prédictible (Stone et al. 2008). Or, l'évolution naturelle de la SpA peut avoir des implications en clinique et en recherche pour la conception

d'études et l'interprétation des résultats sur les effets de traitements ou thérapeutiques (Garg et al. 2014). Dans plusieurs pathologies évolutives, l'évaluation du statut fonctionnel et de son évolution sont nécessaires pour optimiser les traitements pharmacologiques et rééducatifs et pour les individualiser à chaque patient (Spain et al. 2014). Une autre étude a relevé l'intérêt d'une évaluation systématique et multidimensionnelle du handicap et de la fonction dans la sclérose en plaque pour permettre l'identification des limitations pouvant être prise en charge par une intervention rapide et appropriée (Ytterberg et al. 2008). Dans la SpA, la présence de syndesmophytes (Poddubnyy et al. 2012), d'une inflammation étendue des sacro-iliaques à l'IRM (Oostveen et al. 1999; Bennett et al. 2008), un niveau élevé de *C-Reactive Protein* (Poddubnyy et al. 2011, 2012), le sexe masculin (Rudwaleit et al. 2009a), la présence de l'antigène HLA-B27 (Bennett et al. 2008), ou la consommation de tabac (Poddubnyy et al. 2012) sont des facteurs prédicteurs de l'avancement de la SpA vers un stade radiologique. Or, dans la SpA ou la SA, aucune étude n'a étudié l'évolution de la marche au cours du temps.

5.3.2. Perspectives de l'étude Folomi

L'identification des caractéristiques de marche des patients a permis de mettre en évidence une altération des paramètres spatio-temporels de la marche dans la SpA. Les perspectives de ce travail doctoral en lien avec l'étude FOLOMI sont illustrés en Figure 16.

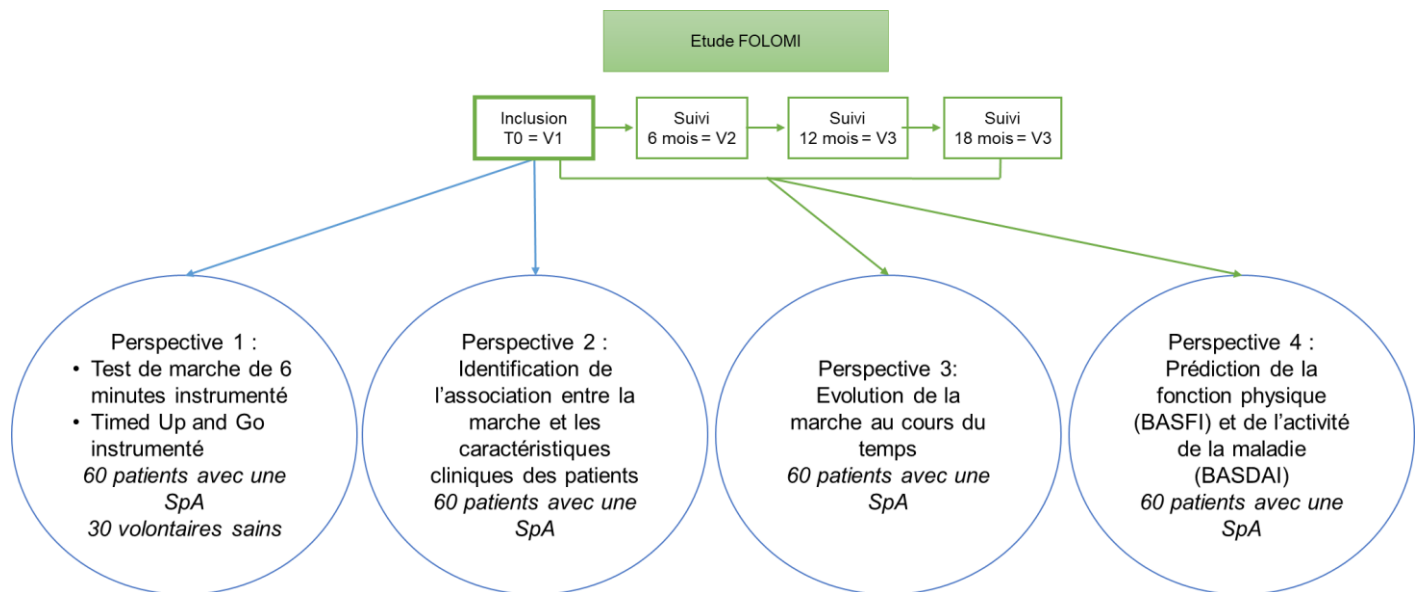


Figure 16. Perspectives de l'étude FOLOMI

En plus du test de marche de 10 mètres, les patients inclus dans l'étude FOLOMI réalisaient également un Timed Up and Go test et un test de marche de 6 minutes instrumentés. Une première perspective réside dans l'analyse de ces données pour permettre de mieux comprendre les atteintes fonctionnelles (transferts, demi-tour...) et d'endurance (test de 6 minutes) dans la SpA par rapport à une population saine.

Ensuite, une seconde perspective réside dans l'identification de l'association entre la marche et les caractéristiques cliniques des patients. En effet, si nous avons mis en évidence une altération de la marche dans la SpA, nous n'avons pas identifié les facteurs qui pourraient altérer la marche tels que le BASDAI, le BASFI, les scores de fatigue et de somnolence ou les amplitudes des membres inférieurs qui ont été évalués dans l'étude FOLOMI.

De plus, l'analyse longitudinale des caractéristiques de marche des patients permettra de mieux comprendre l'évolution de la marche au cours du temps dans cette pathologie et les éventuelles modifications des caractéristiques en fonction des phases de poussées de la maladie.

Une perspective majeure de ce travail réside dans l'étude des paramètres de marche comme prédicteurs de l'évolution de la maladie, de son activité ou de la fonction physique. En effet, l'évolution de la SpA est très hétérogène et difficilement prédictible car la maladie est faite de périodes successives de poussées inflammatoires (Stone et al. 2008). Certains prédicteurs clés de l'évolution de la SpA vers le stade radiologique (SA) sont le genre, le tabac ou le haut niveau de CRP (Rudwaleit et al. 2009a; Poddubnyy et al. 2011, 2012).

Un préalable indispensable à l'utilisation d'outils d'analyse du mouvement ou de questionnaires cliniques en recherche ou en clinique, réside dans l'étude métrologique de ces outils (Lachin 2004; Girard et al. 2016; Wedge et al. 2017). Si la reproductibilité des paramètres spatio-temporels de la marche a été étudiée dans ce travail doctoral, le BASFI, auto-questionnaire évaluant la fonction physique n'avait jamais été validé en langue française. Nous avons donc conduit une étude faisant une traduction et validation linguistique de ce questionnaire afin qu'il soit validé en langue française (Etude ValSpA : ID RCB 2019-A02508-49 ; NCT04212806).

L'objectif sera ensuite d'étudier si les caractéristiques de marche de la SpA sont prédictives de l'évolution de la fonction physique. En effet, la prédiction de la fonction physique chez les patients atteints de SpA nécessite d'être approfondie car elle apparait comme un facteur reliée à la qualité de vie (López-Medina et al. 2018), la dépression (Zhao et al. 2018) ou la productivité au travail (de Hooge et al. 2016). La fonction physique a déjà été associée, dans la SA, au niveau de support social, au jeune âge et au statut non-fumeur du patient (Ward 2002b). La marche apparait comme un prédicteur potentiel des capacités fonctionnelles des patients au cours des prochains mois. En effet, la marche pouvait prédire l'évolution fonctionnelle de patients insuffisants respiratoires (Karpman and Benzo 2014), la capacité d'exercice physique chez le patient avec une pathologie chronique obstructive (Karpman and Benzo 2014), les limitations articulaires des membres inférieurs chez des sujets âgés (Cesari et al. 2005), le risque de chutes chez le sujet âgé (Barak et al. 2006; Menant et al. 2014; Bet et al. 2019; Gillain et al. 2019; Bower et al. 2019; Rodríguez-Molinero et al. 2019; Patel et al. 2020; Job et al. 2020), chez les patients atteints de démence (Modarresi et al. 2018) ou chez les patients après un accident vasculaire cérébral (Ng et al. 2017; Bower et al. 2019).

La marche étant un prédicteur clé dans l'évolution de certaines pathologies, nous faisons l'hypothèse que les paramètres spatio-temporels de marche pourront améliorer la prédiction de la fonction physique

chez les patients atteints de SpA. Nous étudierons également si la marche peut être prédictive de l'activité de la maladie. Les retombées cliniques sont importantes puisque l'objectif sera à terme d'anticiper les modifications potentielles de la fonction physique ou de l'activité de la maladie et de mettre en place des thérapeutiques adaptées de façon précoce et individualisée.

5.3.3. Perspectives sur l'évaluation écologique de la mobilité

Le vieillissement en bonne santé est défini comme « la capacité à développer et maintenir les capacités fonctionnelles permettant le bien être avec l'avancement de l'âge » (World Health Organization 2015). Le maintien des capacités fonctionnelles et donc de la mobilité est donc une composante cruciale pour le bien être de la population. La diminution ou la perte des capacités de mobilité apparaît en effet comme un facteur limitant les activités de la vie quotidienne, conduisant à l'augmentation du risque de chutes, du risque d'hospitalisation ou de la mortalité (Shumway-Cook et al. 2005; Gill et al. 2006; Hardy et al. 2011; Rosso et al. 2013). L'évaluation des performances de marche peut être assimilée à une évaluation d'une des composantes de la mobilité. Si une évaluation précise et quantifiée de la marche est indispensable à la caractérisation de la marche des patients, l'évaluation écologique des performances de mobilité gagne de plus en plus d'intérêt dans la communauté scientifique et clinique. L'évaluation des performances de marche en laboratoire ou en clinique est réalisée sous l'œil avisé d'un évaluateur ou observateur, en condition « contrôlée ». Cependant, ils pourraient ne pas représenter la marche en vie réelle car 1) ils sont administrés de manière épisodique, lors d'un test de recherche ou d'une venue à l'hôpital, 2) ils peuvent être subjectifs, et 3) ils peuvent être influencés par le fait d'être observé (effet Hawthorne) (Czech et al. 2020). L'effet Hawthorne est en lien avec la conscience d'être étudié/évalué durant une expérience de recherche, avec pour conséquences des modifications de comportement ou performance (McCambridge et al. 2014).

Le développement des capteurs inertiels embarqués permet à présent l'évaluation en vie réelle de la mobilité. Si ces évaluations doivent être valides et reproductibles pour être mises en place (Del Din et al. 2016b), leur développement permettrait de mieux évaluer la variabilité observée durant la vie quotidienne, à la maison ou en communauté. La vitesse de marche mesurée en vie quotidienne est en générale inférieure à la vitesse de marche mesurée en condition « contrôlée » (Takayanagi et al. 2019), mais serait plus riche en informations. Elle permettrait de comprendre les conséquences réelles de la maladie des patients sur leur mobilité (Maetzler and Rochester 2015; Del Din et al. 2016b) et de mieux caractériser les patients atteints de la maladie de Parkinson (Del Din et al. 2016a). De plus, l'évaluation à la maison pourrait améliorer l'engagement des patients dans les études cliniques en diminuant le nombre de visites à l'hôpital et en diminuant la charge des évaluations pour les patients et les soignants (Czech et al. 2020). Cependant, l'évaluation de la mobilité en vie réelle reste encore à approfondir et plusieurs points clés restent à investiguer comme la durée du monitoring ou les variables étudiées.

Parmi les variables étudiées dans l'analyse de la mobilité en vie réelle, la qualité et la quantité de la mobilité peuvent être étudiées. Par exemple, comme présenté dans ce travail doctoral, l'étude des

signaux d'accélération dans les 3 directions de l'espace permet d'étudier la qualité de la marche avec la longueur de l'enjambée, la vitesse de marche, la variabilité ou l'asymétrie des pas (Del Din et al. 2016a; van Schooten et al. 2019). La quantité de mobilité est en lien avec l'activité et pourrait être évaluée par le temps total passé en activité, le temps passé en activité légère, modérée ou intense, le nombre de pas ou de ½ tours par jour ou par période et peut être associée à la mesure des comportements sédentaires. La qualité de mobilité (évaluée par l'angle de demi-tour) permettait de mieux distinguer les patients atteints de la maladie de Parkinson de volontaires sains, alors que la quantité de mobilité (évaluée par le nombre de pas par période) permettait de mieux discriminer les patients atteints de sclérose en plaques de volontaires sains (Shah et al. 2020). Si quelques études se sont intéressées au lien entre la qualité et la quantité de mobilité comme par exemple dans la maladie de Parkinson (Porta et al. 2018) ou la sclérose en plaques (Shema-Shiratzky et al. 2020), la relation entre ces deux mobilités reste encore à être approfondie.

De plus, parmi les points clés restant à aborder, l'évaluation écologique de la mobilité doit être valide et reproductible et les outils utilisés doivent être testés pour être utilisés en pratique clinique. Il est important d'indiquer que la précision des mesures de mobilité pourrait même être en lien avec la qualité de la marche, puisqu'une vitesse de marche trop faible pourrait compromettre la détection de mobilité dans certaines situations (Clay et al. 2019; Duclos et al. 2019).

Une revue récente a mis en évidence l'intérêt de l'activité physique dans les rhumatismes inflammatoires chroniques et donc dans la SpA (Baillet et al. 2020). Les recommandations récentes sur la SpA encouragent à utiliser l'activité physique comme partie intégrante des soins courants proposés aux patients (Kiltz et al. 2020). L'activité physique pourrait en effet avoir de multiples bénéfices comme la diminution de la douleur (voir revues de littérature : (Millner et al. 2016; Zão and Cantista 2017)), l'amélioration de la mobilité (Millner et al. 2016; Zão and Cantista 2017; Liang et al. 2020), de la fonction physique (voir revues de littérature : (Liang et al. 2015, 2020; Millner et al. 2016; Pécourneau et al. 2018)) ou de l'endurance cardio-respiratoire (voir revues de littérature : (Saracoglu et al. 2017)), conduisant à la diminution de l'activité de la maladie (voir revues de littérature : (Millner et al. 2016; Zão and Cantista 2017; Pécourneau et al. 2018; Verhoeven et al. 2019; Liang et al. 2020)). L'activité physique pourrait également améliorer la qualité de vie et les comorbidités psychologiques dans la SpA (voir revue de littérature: (Liang et al. 2015)).

La mesure de la qualité et de la quantité de mobilité en vie réelle dans cette population de patients atteints de SpA apparaît donc comme cruciale (voir revue de littérature: (O'Dwyer et al. 2015b)). La quantification des activités de mobilité peut être permise par des capteurs inertiels d'activité qui donnent le nombre de pas réalisés dans la journée, mais peuvent aussi distinguer les activités intenses et modérées ou mesurer la consommation énergétique (O'Driscoll et al. 2020). Ces capteurs sont intégrés sur la plupart des smartphones et des applications associées peuvent même tracer des graphiques et identifier l'évolution des comportements des personnes. Elles peuvent ainsi permettre de suivre l'évolution de l'activité physique des participants et d'éventuellement identifier précocement des phases de poussées

de la maladie (Davergne et al. 2020). Ces applications peuvent aussi motiver les patients à atteindre un certain nombre de pas par jour ou sur une semaine et à augmenter leur niveau d'activité (Mercer et al. 2016; Eisele et al. 2019). En plus d'inciter à la pratique d'activité physique, ces applications permettent à présent d'identifier les comportements sédentaires (temps passé assis ou allongé) (Prince et al. 2020) qui sont nocifs pour la santé (de Rezende et al. 2014; Zhao et al. 2020). L'utilisation de ces applications pourrait même aider à réduire les comportements sédentaires (Blackburn et al. 2020; Freak-Poli et al. 2020). Cependant, certaines barrières à l'utilisation de ces capteurs par les patients pourraient être l'adhérence des patients à ces capteurs, le manque d'information sur l'efficacité à long terme sur la modification d'activité physique des patients ou la multiplicité des capteurs rendant le choix de l'outil adéquat difficile (Davergne et al. 2020).

A plus large échelle, la marche étant considérée comme un paramètre clinique vital dans la plupart des pathologies, l'objectif serait d'introduire l'évaluation de la mobilité dans la pratique clinique courante. Celle-ci pourrait d'abord être mis en place à l'hôpital, puis à domicile afin d'identifier plus précocement les patients fragiles, à risque de chutes ou d'hospitalisation, d'orienter les patients vers des structures adaptées pour le maintien d'une activité physique, et de mieux identifier et prédire l'évolution de certaines pathologies.

5.4. Conclusions

L'objectif principal de la thèse était de caractériser la marche des patients atteints de SpA. Pour atteindre cet objectif, nous avons dans un premier temps conduit deux revues de littérature sur la marche et la SA, et sur la marche et la SpA. Nous avons identifié que peu d'études s'étaient intéressées à la marche dans la SpA. En outre, aucune de ces études ne s'était intéressée à la reproductibilité des tests de marche dans cette population et aucune étude n'avait étudié les effets d'une double tâche sur la marche. Enfin, les conclusions de ces études étaient divergentes concernant les altérations des paramètres spatio-temporels de la marche par rapport à une population saine.

Nous avons donc évalué la reproductibilité des paramètres de marche obtenus à partir de capteurs inertiels disposés sur le pied lors d'un test de marche de 10 mètres sur une population saine et une population de patients atteints de SpA. La reproductibilité des paramètres spatio-temporels de la marche était bonne à excellente, mais celle des paramètres de symétrie et DTE était faible. Nous avons ensuite comparé les paramètres spatio-temporels de la marche entre une population saine et une population de patients atteints de SpA. Nous avons mis en évidence que les patients présentaient une vitesse de marche, une longueur de l'enjambée, une cadence et un temps d'oscillation diminués, et un temps d'appui et de double appui augmentés. Ce patron de marche est typique d'une marche précautionneuse qui est également retrouvé sur des patients avec des douleurs lombaires chroniques, mais aussi des sujets âgés ou à risque de chutes. L'intensité de la douleur au moment de l'évaluation avait une influence sur la cadence qui n'était plus significativement différente entre les deux groupes lorsque la douleur était

ajoutée en co-variable. Ensuite, nous avons étudié les effets d'une tâche secondaire sur la performance de marche des patients. Les patients atteints de SpA et les volontaires sains présentaient une diminution de la vitesse de marche et de la longueur de l'enjambée et un temps d'oscillation, et une augmentation du temps d'appui et de double appui. Les patients atteints de SpA n'étaient pas plus influencés par la double tâche que les volontaires sains. La complexité de la tâche de marche et/ou de la tâche secondaire pourrait augmenter la différence entre les deux groupes.

Les études futures devront s'attacher à identifier les facteurs en plus de la douleur pouvant altérer la marche comme par exemple les scores de la maladie, les amplitudes articulaires des membres inférieurs, la qualité de vie ou le tabac. De plus, l'étude des effets de tâches locomotrices ou secondaires plus complexes dans la SpA reste à étudier. Les résultats présentés ici sont issus d'une cohorte de 60 patients avec un traitement stable depuis au moins 3 mois, et capables de marche 180m sans aide technique et pourraient ne pas représenter tous les patients atteints de SpA. Enfin, les résultats de cette thèse ouvrent des perspectives sur l'utilisation de la marche comme marqueur de l'évolution de la maladie et potentiel prédicteur de la maladie qui pourrait permettre de délivrer des interventions ciblées et personnalisées chez les patients atteints de SpA.

Références

- Abbruzzese LD, Rao AK, Bellows R, et al (2014) Effects of manual task complexity on gait parameters in school-aged children and adults. *Gait Posture* 40:658–663. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.07.017>
- Abdallat R, Sharouf F, Button K, Al-Amri M (2020) Dual-Task Effects on Performance of Gait and Balance in People with Knee Pain: A Systematic Scoping Review. *Journal of Clinical Medicine* 9:1554. <https://doi.org/10.3390/jcm9051554>
- Abellan van Kan G, Rolland Y, Andrieu S, et al (2009) Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *J Nutr Health Aging* 13:881–889
- Abernethy B (1988) Dual-task methodology and motor skills research: Some applications and methodological constraints. *Journal of Human Movement Studies*. <https://doi.org/null>
- Aboutorabi A, Arazpour M, Bahramizadeh M, et al (2016) The effect of aging on gait parameters in able-bodied older subjects: a literature review. *Aging Clin Exp Res* 28:393–405. <https://doi.org/10.1007/s40520-015-0420-6>
- Acar Y, İlçin N, Gürpınar B, Can G (2019) Core stability and balance in patients with ankylosing spondylitis. *Rheumatol Int* 39:1389–1396. <https://doi.org/10.1007/s00296-019-04341-5>
- Afilalo J, Mottillo S, Xue X, et al (2020) Frailty and adverse outcomes in older adults being discharged from the emergency department: A prospective cohort study. *CJEM* 22:65–73. <https://doi.org/10.1017/cem.2019.431>
- Afilalo Jonathan, Sharma Abhinav, Zhang Shuaiqi, et al (2018) Gait Speed and 1-Year Mortality Following Cardiac Surgery: A Landmark Analysis From the Society of Thoracic Surgeons Adult Cardiac Surgery Database. *Journal of the American Heart Association* 7:e010139. <https://doi.org/10.1161/JAHA.118.010139>
- Akasbi N, Siar N, Zoukal S, et al (2019) Comparison of non-radiographic axial spondyloarthritis and ankylosing spondylitis from a single rheumatology hospital in Morocco. *Curr Rheumatol Rev*. <https://doi.org/10.2174/1573397115666190222195923>
- Akassou A, Yacoubi H, Jamil A, et al (2015) Prevalence of HLA-B27 in Moroccan healthy subjects and patients with ankylosing spondylitis and mapping construction of several factors influencing AS diagnosis by using multiple correspondence analysis. *Rheumatol Int* 35:1889–1894. <https://doi.org/10.1007/s00296-015-3342-x>
- Alkan H, Yildiz N, Sarsan A, et al (2013) Fall Risk in Patients with Ankylosing Spondylitis. *Arch Rheumatol* 28:109–116. <https://doi.org/10.5606/tjr.2013.2849>
- Allali G, Laidet M, Armand S, et al (2016a) Stride time variability as a marker for higher level of gait control in multiple sclerosis: its association with fear of falling. *J Neural Transm (Vienna)* 123:595–599. <https://doi.org/10.1007/s00702-016-1551-4>
- Allali G, Laidet M, Herrmann FR, et al (2016b) Gait variability in multiple sclerosis: a better falls predictor than EDSS in patients with low disability. *J Neural Transm (Vienna)* 123:447–450. <https://doi.org/10.1007/s00702-016-1511-z>
- Allali G, Van der Meulen M, Beauchet O, et al (2014) The neural basis of age-related changes in motor imagery of gait: an fMRI study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 69:1389–1398
- Al-Momani M, Al-Momani F, Alghadir AH, et al (2016) Factors related to gait and balance deficits in older adults. *Clin Interv Aging* 11:1043–1049. <https://doi.org/10.2147/CIA.S112282>
- Al-Yahya E, Dawes H, Smith L, et al (2011) Cognitive motor interference while walking: a systematic review and meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev* 35:715–728. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2010.08.008>
- Amatachaya S, Kwanmongkolthong M, Thongjumroon A, et al (2019) Influence of timing protocols and distance covered on the outcomes of the 10-meter walk test. *Physiother Theory Pract* 1–6. <https://doi.org/10.1080/09593985.2019.1570577>
- Aminian K, Trevisan C, Najafi B, et al (2004) Evaluation of an ambulatory system for gait analysis in hip osteoarthritis and after total hip replacement. *Gait & Posture* 20:102–107. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00093-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00093-6)
- Amor B, Dougados M, Mijiyawa M (1990) [Criteria of the classification of spondylarthropathies]. *Rev Rhum Mal Osteoartic* 57:85–89

- Anderson FC, Pandy MG (2003) Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait Posture* 17:159–169. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00073-5](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00073-5)
- Anwary AR, Yu H, Vassallo M (2018) An Automatic Gait Feature Extraction Method for Identifying Gait Asymmetry Using Wearable Sensors. *Sensors (Basel)* 18: <https://doi.org/10.3390/s18020676>
- Appel H, Ruiz-Heiland G, Listing J, et al (2009) Altered skeletal expression of sclerostin and its link to radiographic progression in ankylosing spondylitis. *Arthritis Rheum* 60:3257–3262. <https://doi.org/10.1002/art.24888>
- Armand S, Bonnefoy-Mazure A, de Coulon G, Hoffmeyer P (2015) Analyse quantifiée de la marche : mode d'emploi. *Revue Médicale Suisse*
- ATS Committee on Proficiency Standards for Clinical Pulmonary Function Laboratories (2002) ATS statement: guidelines for the six-minute walk test. *Am J Respir Crit Care Med* 166:111–117. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.166.1.at1102>
- Auvinet B, Chaleil D, Cabane J, et al (2011) The interest of gait markers in the identification of subgroups among fibromyalgia patients. *BMC Musculoskelet Disord* 12:258. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-258>
- Aycardi LF, Cifuentes CA, Múnera M, et al (2019) Evaluation of biomechanical gait parameters of patients with Cerebral Palsy at three different levels of gait assistance using the CPWalker. *J Neuroeng Rehabil* 16:15. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0485-0>
- Aydog E, Depedibi R, Bal A, et al (2006) Dynamic postural balance in ankylosing spondylitis patients. *Rheumatology* 45:445–8. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kei192>
- Baan H, Dubbeldam R, Nene AV, van de Laar MAFJ (2012) Gait analysis of the lower limb in patients with rheumatoid arthritis: a systematic review. *Semin Arthritis Rheum* 41:768-788.e8. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2011.11.009>
- Bahl JS, Nelson MJ, Taylor M, et al (2018) Biomechanical changes and recovery of gait function after total hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage* 26:847–863. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2018.02.897>
- Baillet A, Soulard J, Gastaldi R, Baillieux S (2020) Activité physique au cours des rhumatismes inflammatoires. *Revue du Rhumatisme*
- Baker R (2006) Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroengineering Rehabil* 3:4. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-4>
- Baker R, Esquenazi A, Benedetti MG, Desloovere K (2016) Gait analysis: clinical facts. *Eur J Phys Rehabil Med* 52:560–574
- Bakland G, Alsing R, Singh K, Nossent JC (2013) Assessment of SpondyloArthritis International Society criteria for axial spondyloarthritis in chronic back pain patients with a high prevalence of HLA-B27. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 65:448–453. <https://doi.org/10.1002/acr.21804>
- Balaguier R, Madeleine P, Vuillerme N (2016) Is One Trial Sufficient to Obtain Excellent Pressure Pain Threshold Reliability in the Low Back of Asymptomatic Individuals? A Test-Retest Study. *PLoS ONE* 11:e0160866. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0160866>
- Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, Kautz SA (2007) Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 88:43–49. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.004>
- Barak Y, Wagenaar RC, Holt KG (2006) Gait Characteristics of Elderly People With a History of Falls: A Dynamic Approach. *Phys Ther* 86:1501–1510. <https://doi.org/10.2522/ptj.20050387>
- Baraliakos X, Kiltz U, Peters S, et al (2017) Efficiency of treatment with non-steroidal anti-inflammatory drugs according to current recommendations in patients with radiographic and non-radiographic axial spondyloarthritis. *Rheumatology (Oxford)* 56:95–102. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kew367>
- Barry E, Galvin R, Keogh C, et al (2014) Is the Timed Up and Go test a useful predictor of risk of falls in community dwelling older adults: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatr* 14:14. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-14-14>
- Basakci Calik B, Pekesen Kurtca M, Gur Kabul E, et al (2020) Investigation of the effectiveness of aerobic exercise training in individuals with ankylosing spondylitis: Randomized controlled study. *Mod Rheumatol* 1–9. <https://doi.org/10.1080/14397595.2020.1745409>

- Batur EB, Karataş GK (2017) Do postural changes affect balance in patients with ankylosing spondylitis? *J Rehabil Med* 49:437–440. <https://doi.org/10.2340/16501977-2230>
- Bayot M, Dujardin K, Tard C, et al (2018) The interaction between cognition and motor control: A theoretical framework for dual-task interference effects on posture, gait initiation, gait and turning. *Neurophysiol Clin* 48:361–375. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2018.10.003>
- Beauchet O, Allali G, Montero-Odasso M, et al (2014) Motor phenotype of decline in cognitive performance among community-dwellers without dementia: population-based study and meta-analysis. *PLoS One* 9:e99318. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0099318>
- Beauchet O, Allali G, Poujol L, et al (2010) Decrease in gait variability while counting backward: a marker of “magnet effect”? *J Neural Transm (Vienna)* 117:1171–1176. <https://doi.org/10.1007/s00702-010-0463-y>
- Beauchet O, Allali G, Sekhon H, et al (2017a) Guidelines for Assessment of Gait and Reference Values for Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults: The Biomathics and Canadian Gait Consortiums Initiative. *Front Hum Neurosci* 11:353. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00353>
- Beauchet O, Annweiler C, Callisaya ML, et al (2016) Poor Gait Performance and Prediction of Dementia: Results From a Meta-Analysis. *J Am Med Dir Assoc* 17:482–490. <https://doi.org/10.1016/j.jamda.2015.12.092>
- Beauchet O, Berrut G (2006) Marche et double tâche : définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé. *Psychologie & NeuroPsychiatrie du vieillissement* 4:215–225
- Beauchet O, Freiberger E, Annweiler C, et al (2011) Test-retest reliability of stride time variability while dual tasking in healthy and demented adults with frontotemporal degeneration. *J Neuroeng Rehabil* 8:37. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-37>
- Beauchet O, Launay CP, Chabot J, et al (2017b) Subjective Memory Impairment and Gait Variability in Cognitively Healthy Individuals: Results from a Cross-Sectional Pilot Study. *J Alzheimers Dis* 55:965–971. <https://doi.org/10.3233/JAD-160604>
- Beauchet O, Launay CP, Sekhon H, et al (2017c) Association of increased gait variability while dual tasking and cognitive decline: results from a prospective longitudinal cohort pilot study. *Geroscience* 39:439–445. <https://doi.org/10.1007/s11357-017-9992-8>
- Behrens M, Mau-Moeller A, Lischke A, et al (2018) Mental Fatigue Increases Gait Variability During Dual-task Walking in Old Adults. *The Journals of Gerontology: Series A* 73:792–797. <https://doi.org/10.1093/gerona/glx210>
- Belvederi Murri M, Triolo F, Coni A, et al (2020) Instrumental assessment of balance and gait in depression: A systematic review. *Psychiatry Research* 284:112687. <https://doi.org/10.1016/j.psychres.2019.112687>
- Bennett AN, McGonagle D, O’Connor P, et al (2008) Severity of baseline magnetic resonance imaging-evident sacroiliitis and HLA-B27 status in early inflammatory back pain predict radiographically evident ankylosing spondylitis at eight years. *Arthritis Rheum* 58:3413–3418. <https://doi.org/10.1002/art.24024>
- Berdal G, Halvorsen S, van der Heijde D, et al (2012) Restrictive pulmonary function is more prevalent in patients with ankylosing spondylitis than in matched population controls and is associated with impaired spinal mobility: a comparative study. *Arthritis Res Ther* 14:R19. <https://doi.org/10.1186/ar3699>
- Bet P, Castro PC, Ponti MA (2019) Fall detection and fall risk assessment in older person using wearable sensors: A systematic review. *Int J Med Inform* 130:103946. <https://doi.org/10.1016/j.ijmedinf.2019.08.006>
- Beurskens R, Bock O (2012) Age-Related Deficits of Dual-Task Walking: A Review. *Neural Plasticity* 2012:1–9. <https://doi.org/10.1155/2012/131608>
- Beurskens R, Steinberg F, Antoniewicz F, et al (2016) Neural Correlates of Dual-Task Walking: Effects of Cognitive versus Motor Interference in Young Adults. *Neural Plast* 2016:.. <https://doi.org/10.1155/2016/8032180>
- Blackburn NE, Wilson JJ, McMullan II, et al (2020) The effectiveness and complexity of interventions targeting sedentary behaviour across the lifespan: a systematic review and meta-analysis. *Int J Behav Nutr Phys Act* 17:53. <https://doi.org/10.1186/s12966-020-00957-0>
- Bland JM, Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1:307–310

- Błażkiewicz M, Wiszomirska I, Wit A (2014) Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait. *Acta Bioeng Biomech* 16:29–35
- Bleil J, Maier R, Hempfing A, et al (2014) Histomorphologic and histomorphometric characteristics of zygapophyseal joint remodeling in ankylosing spondylitis. *Arthritis & Rheumatology* (Hoboken, NJ) 66:1745–1754. <https://doi.org/10.1002/art.38404>
- Bloch ML, Jønsson LR, Kristensen MT (2017) Introducing a Third Timed Up & Go Test Trial Improves Performances of Hospitalized and Community-Dwelling Older Individuals. *J Geriatr Phys Ther* 40:121–126. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000080>
- Bloem BR, Grimbergen YAM, Dijk JG van, Munneke M (2006) The “posture second” strategy: A review of wrong priorities in Parkinson’s disease. *Journal of the Neurological Sciences* 248:196–204. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2006.05.010>
- Bloem BR, Valkenburg VV, Slabbekoorn M, Willemsen MD (2001) The Multiple Tasks Test: development and normal strategies. *Gait Posture* 14:191–202. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00141-2](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00141-2)
- Bock O (2008) Dual-task costs while walking increase in old age for some, but not for other tasks: an experimental study of healthy young and elderly persons. *J Neuroeng Rehabil* 5:27. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-5-27>
- Bohn R, Cooney M, Deodhar A, et al (2018) Incidence and prevalence of axial spondyloarthritis: methodologic challenges and gaps in the literature. *Clin Exp Rheumatol* 36:263–274
- Bok DH, Kim J, Kim T-H (2017) Comparison of MRI-defined back muscles volume between patients with ankylosing spondylitis and control patients with chronic back pain: age and spinopelvic alignment matched study. *Eur Spine J* 26:528–537. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4889-2>
- Bonab M, Colak TK, Toktas ZO, Konya D (2020) Assessment of Spatiotemporal Gait Parameters in Patients with Lumbar Disc Herniation and Patients with Chronic Mechanical Low Back Pain. *Turk Neurosurg* 30:277–284. <https://doi.org/10.5137/1019-5149.JTN.27499-19.2>
- Boonen A, Sieper J, van der Heijde D, et al (2015) The burden of non-radiographic axial spondyloarthritis. *Semin Arthritis Rheum* 44:556–562. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2014.10.009>
- Boonstra AM, Schiphorst Preuper HR, Reneman MF, et al (2008) Reliability and validity of the visual analogue scale for disability in patients with chronic musculoskeletal pain. *Int J Rehabil Res* 31:165–169. <https://doi.org/10.1097/MRR.0b013e3282fc0f93>
- Bot SD, Caspers M, Van Royen BJ, et al (1999) Biomechanical analysis of posture in patients with spinal kyphosis due to ankylosing spondylitis: a pilot study. *Rheumatology* 38:441–3
- Boulahssass R, Gonfrier S, Ferrero J-M, et al (2018) Predicting early death in older adults with cancer. *Eur J Cancer* 100:65–74. <https://doi.org/10.1016/j.ejca.2018.04.013>
- Bourke AK, Scotland A, Lipsmeier F, et al (2020) Gait Characteristics Harvested During a Smartphone-Based Self-Administered 2-Minute Walk Test in People with Multiple Sclerosis: Test-Retest Reliability and Minimum Detectable Change. *Sensors (Basel)* 20:. <https://doi.org/10.3390/s20205906>
- Bower K, Thilarajah S, Pua Y-H, et al (2019) Dynamic balance and instrumented gait variables are independent predictors of falls following stroke. *J Neuroeng Rehabil* 16:3. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0478-4>
- Boyer KA, Johnson RT, Banks JJ, et al (2017) Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Exp Gerontol* 95:63–70. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2017.05.005>
- Brach JS, Perera S, Studenski S, Newman AB (2008) The Reliability and Validity of Measures of Gait Variability in Community-Dwelling Older Adults. *Arch Phys Med Rehabil* 89:2293–2296. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.06.010>
- Braun J, Kiltz U, Baraliakos X, van der Heijde D (2014) Optimisation of rheumatology assessments - the actual situation in axial spondyloarthritis including ankylosing spondylitis. *Clin Exp Rheumatol* 32:S-96-104
- Brégou Bourgeois A, Mariani B, Aminian K, et al (2014) Spatio-temporal gait analysis in children with cerebral palsy using, foot-worn inertial sensors. *Gait Posture* 39:436–442. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.08.029>

- Brown KC, Hanson HM, Firmani F, et al (2015) Gait Speed and Variability for Usual Pace and Pedestrian Crossing Conditions in Older Adults Using the GAITRite Walkway: *Gerontology and Geriatric Medicine*. <https://doi.org/10.1177/2333721415618858>
- Brown M, Sinacore DR, Host HH (1995) The relationship of strength to function in the older adult. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 50 Spec No:55–59. https://doi.org/10.1093/gerona/50a.special_issue.55
- Bruijn SM, Meijer OG, van Dieën JH, et al (2008) Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: the organisation of total body angular momentum. *Gait Posture* 27:455–462. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.05.017>
- Buchner DM, Larson EB, Wagner EH, et al (1996) Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age Ageing* 25:386–391. <https://doi.org/10.1093/ageing/25.5.386>
- Bueno GAS, Gervásio FM, Ribeiro DM, et al (2019) Fear of Falling Contributing to Cautious Gait Pattern in Women Exposed to a Fictional Disturbing Factor: A Non-randomized Clinical Trial. *Front Neurol* 10:283. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00283>
- Bushnell MC, Čeko M, Low LA (2013) Cognitive and emotional control of pain and its disruption in chronic pain. *Nat Rev Neurosci* 14:502–511. <https://doi.org/10.1038/nrn3516>
- Byun S, Han JW, Kim TH, Kim KW (2016) Test-Retest Reliability and Concurrent Validity of a Single Tri-Axial Accelerometer-Based Gait Analysis in Older Adults with Normal Cognition. *PLOS ONE* 11:e0158956. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0158956>
- Cakar E, Taskaynatan MA, Dincer U, et al (2009) Work disability in ankylosing spondylitis: differences among working and work-disabled patients. *Clin Rheumatol* 28:1309–1314. <https://doi.org/10.1007/s10067-009-1249-1>
- Calin A, Garrett S, Whitelock H, et al (1994) A new approach to defining functional ability in ankylosing spondylitis: the development of the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index. *J Rheumatol* 21:2281–2285
- Calin A, Nakache JP, Gueguen A, et al (1999) Defining disease activity in ankylosing spondylitis: is a combination of variables (Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index) an appropriate instrument? *Rheumatology (Oxford)* 38:878–882
- Calin A, Porta J, Fries JF, Schurman DJ (1977) Clinical history as a screening test for ankylosing spondylitis. *JAMA* 237:2613–2614
- Carroll M, Parmar P, Dalbeth N, et al (2015) Gait characteristics associated with the foot and ankle in inflammatory arthritis: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord* 16:134. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0596-0>
- Carvalho C, Sunnerhagen KS, Willén C (2010) Walking speed and distance in different environments of subjects in the later stage post-stroke. *Physiother Theory Pract* 26:519–527. <https://doi.org/10.3109/09593980903585042>
- Cedervall Y, Stenberg AM, Åhman HB, et al (2020) Timed Up-and-Go Dual-Task Testing in the Assessment of Cognitive Function: A Mixed Methods Observational Study for Development of the UDDGait Protocol. *Int J Environ Res Public Health* 17:. <https://doi.org/10.3390/ijerph17051715>
- Cesari M, Kritchevsky SB, Penninx BWHJ, et al (2005) Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people--results from the Health, Aging and Body Composition Study. *J Am Geriatr Soc* 53:1675–1680. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53501.x>
- Chui ETF, Tsang HHL, Lee KH, et al (2020) MRI inflammation of facet and costovertebral joints is associated with restricted spinal mobility and worsened functional status. *Rheumatology (Oxford)*. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kez649>
- Cimolin V, Galli M (2014) Summary measures for clinical gait analysis: a literature review. *Gait Posture* 39:1005–1010. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.001>
- Çınar E, Akkoç Y, Karapolat H, et al (2016) Postural deformities: potential morbidities to cause balance problems in patients with ankylosing spondylitis? *Eur J Rheumatol* 3:5–9. <https://doi.org/10.5152/eurjrheum.2015.15104>
- Clavijo-Buendía S, Molina-Rueda F, Martín-Casas P, et al (2020) Construct validity and test-retest reliability of a free mobile application for spatio-temporal gait analysis in Parkinson's disease patients. *Gait Posture* 79:86–91. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.04.004>

- Clay L, Webb M, Hargest C, Adhia DB (2019) Gait quality and velocity influences activity tracker accuracy in individuals post-stroke. *Top Stroke Rehabil* 26:412–417. <https://doi.org/10.1080/10749357.2019.1623474>
- Clegg A, Rogers L, Young J (2015) Diagnostic test accuracy of simple instruments for identifying frailty in community-dwelling older people: a systematic review. *Age Ageing* 44:148–152. <https://doi.org/10.1093/ageing/afu157>
- Colburn D, Suyama J, Reis SE, Hostler D (2017) Cardiorespiratory Fitness Is Associated with Gait Changes among Firefighters after a Live Burn Training Evolution. *Saf Health Work* 8:183–188. <https://doi.org/10.1016/j.shaw.2016.11.001>
- Connolly D, Fitzpatrick C, O’Shea F (2019) Disease Activity, Occupational Participation, and Quality of Life for Individuals with and without Severe Fatigue in Ankylosing Spondylitis. *Occup Ther Int* 2019:. <https://doi.org/10.1155/2019/3027280>
- Costantino F, Talpin A, Said-Nahal R, et al (2015) Prevalence of spondyloarthritis in reference to HLA-B27 in the French population: results of the GAZEL cohort. *Annals of the Rheumatic Diseases* 74:689–693. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-204436>
- Coulter EH, McDonald MT, Cameron S, et al (2020) Physical activity and sedentary behaviour and their associations with clinical measures in axial spondyloarthritis. *Rheumatol Int* 40:375–381. <https://doi.org/10.1007/s00296-019-04494-3>
- Cromwell RL, Newton RA (2004) Relationship between balance and gait stability in healthy older adults. *J Aging Phys Act* 12:90–100. <https://doi.org/10.1123/japa.12.1.90>
- Cruz-Jimenez M (2017) Normal Changes in Gait and Mobility Problems in the Elderly. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 28:713–725. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2017.06.005>
- Cucos I, Dadoun S, Jacquemin C, et al (2020) Prediction of work impact in axial spondylarthritis by the Work instability Scale, a prospective cohort study of 101 patients. *J Rheumatol*. <https://doi.org/10.3899/jrheum.191397>
- Czech MD, Psaltos D, Zhang H, et al (2020) Age and environment-related differences in gait in healthy adults using wearables. *NPJ Digit Med* 3:. <https://doi.org/10.1038/s41746-020-00334-y>
- Dadashi F, Mariani B, Rochat S, et al (2014) Gait and Foot Clearance Parameters Obtained Using Shoe-Worn Inertial Sensors in a Large-Population Sample of Older Adults. *Sensors* 14:443–457. <https://doi.org/10.3390/s140100443>
- Danielsson A, Willén C, Sunnerhagen KS (2011) Is walking endurance associated with activity and participation late after stroke? *Disabil Rehabil* 33:2053–2057. <https://doi.org/10.3109/09638288.2011.560329>
- Davergne T, Rakotozafiarison A, Servy H, Gossec L (2020) Wearable Activity Trackers in the Management of Rheumatic Diseases: Where Are We in 2020? *Sensors (Basel)* 20:. <https://doi.org/10.3390/s20174797>
- De Cock A-M, Franssen E, Perikis S, et al (2019) Comprehensive Quantitative Spatiotemporal Gait Analysis Identifies Gait Characteristics for Early Dementia Subtyping in Community Dwelling Older Adults. *Front Neurol* 10:313. <https://doi.org/10.3389/fneur.2019.00313>
- De Filippis LG, Balestrieri A, Furfari P, et al (2006) [Muscle activation patterns and gait biomechanics in patients with ankylosing spondylitis]. *Reumatismo* 58:132–7
- de Hooge M, Ramonda R, Lorenzin M, et al (2016) Work productivity is associated with disease activity and functional ability in Italian patients with early axial spondyloarthritis: an observational study from the SPACE cohort. *Arthritis Res Ther* 18:265. <https://doi.org/10.1186/s13075-016-1162-3>
- de Oliveira Silva F, Ferreira JV, Plácido J, et al (2019) Stages of mild cognitive impairment and Alzheimer’s disease can be differentiated by declines in timed up and go test: A systematic review and meta-analysis. *Arch Gerontol Geriatr* 85:103941. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2019.103941>
- de Rezende LFM, Rey-López JP, Matsudo VKR, do Carmo Luiz O (2014) Sedentary behavior and health outcomes among older adults: a systematic review. *BMC Public Health* 14:333. <https://doi.org/10.1186/1471-2458-14-333>
- Deblock-Bellamy A, Lamontagne A, Blanchette AK (2020) Cognitive-Locomotor Dual-Task Interference in Stroke Survivors and the Influence of the Tasks: A Systematic Review. *Front Neurol* 11:. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.00882>

- Del Din S, Carraro E, Sawacha Z, et al (2011) Impaired gait in ankylosing spondylitis. *Med Biol Eng Comput* 49:801–9. <https://doi.org/10.1007/s11517-010-0731-x>
- Del Din S, Elshehabi M, Galna B, et al (2019) Gait analysis with wearables predicts conversion to parkinson disease. *Ann Neurol* 86:357–367. <https://doi.org/10.1002/ana.25548>
- Del Din S, Godfrey A, Galna B, et al (2016a) Free-living gait characteristics in ageing and Parkinson’s disease: impact of environment and ambulatory bout length. *J Neuroeng Rehabil* 13:. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0154-5>
- Del Din S, Godfrey A, Mazzà C, et al (2016b) Free-living monitoring of Parkinson’s disease: Lessons from the field. *Mov Disord* 31:1293–1313. <https://doi.org/10.1002/mds.26718>
- Demirdel S, Erbahçeci F (2020) Investigation of the Effects of Dual-Task Balance Training on Gait and Balance in Transfemoral Amputees: A Randomized Controlled Trial. *Arch Phys Med Rehabil* 101:1675–1682. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.06.009>
- Demirel A, Onan D, Oz M, et al (2020) Moderate disability has negative effect on spatiotemporal parameters in patients with chronic low back pain. *Gait Posture* 79:251–255. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.015>
- Deodhar A, Strand V, Kay J, Braun J (2016) The term “non-radiographic axial spondyloarthritis” is much more important to classify than to diagnose patients with axial spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 75:791–794. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2015-208852>
- Dernis E, Lavie F, Pavy S, et al (2007) Clinical and laboratory follow-up for treating and monitoring patients with ankylosing spondylitis: development of recommendations for clinical practice based on published evidence and expert opinion. *Joint Bone Spine* 74:330–337. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2007.04.002>
- Dincer U, Cakar E, Kiralp MZ, et al (2007) The pulmonary involvement in rheumatic diseases: pulmonary effects of ankylosing spondylitis and its impact on functionality and quality of life. *Tohoku J Exp Med* 212:423–430
- Dincer U, Cakar E, Kiralp MZ, Dursun H (2008) Diagnosis delay in patients with ankylosing spondylitis: possible reasons and proposals for new diagnostic criteria. *Clin Rheumatol* 27:457–462. <https://doi.org/10.1007/s10067-007-0727-6>
- Dingwell JB, Cusumano JP, Cavanagh PR, Sternad D (2001) Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *J Biomech Eng* 123:27–32. <https://doi.org/10.1115/1.1336798>
- Doi T, Nakakubo S, Tsutsumimoto K, et al (2020) Spatio-temporal gait variables predicted incident disability. *J Neuroeng Rehabil* 17:11. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-0643-4>
- Dos Santos FP, Constantin A, Laroche M, et al (2001) Whole body and regional bone mineral density in ankylosing spondylitis. *J Rheumatol* 28:547–549
- Dougados M, Baeten D (2011) Spondyloarthritis. *Lancet* 377:2127–2137. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60071-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60071-8)
- Duclos NC, Aguiar LT, Aissaoui R, et al (2019) Activity Monitor Placed at the Nonparetic Ankle Is Accurate in Measuring Step Counts During Community Walking in Poststroke Individuals: A Validation Study. *PM R* 11:963–971. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12080>
- Dunn A, Marsden DL, Nugent E, et al (2015) Protocol Variations and Six-Minute Walk Test Performance in Stroke Survivors: A Systematic Review with Meta-Analysis. In: *Stroke Research and Treatment*. <https://www.hindawi.com/journals/srt/2015/484813/>. Accessed 23 Jul 2020
- Durmus B, Altay Z, Ersoy Y, et al (2010) Postural stability in patients with ankylosing spondylitis. *Disabil Rehabil* 32:1156–1162. <https://doi.org/10.3109/09638280903428310>
- Dursun N, Sarkaya S, Ozdolap S, et al (2015) Risk of falls in patients with ankylosing spondylitis. *J Clin Rheumatol* 21:76–80. <https://doi.org/10.1097/RHU.0000000000000216>
- Duruöz MT, Acer Kasman S, Şahin N, et al (2020) Validity, reliability, and factor structure of the Istanbul Low Back Pain Disability Index in axial spondyloarthritis. *Mod Rheumatol* 1–7. <https://doi.org/10.1080/14397595.2020.1733172>
- Edemekong PF, Bomgaars DL, Sukumaran S, Levy SB (2020) Activities of Daily Living (ADLs). In: *StatPearls*. StatPearls Publishing, Treasure Island (FL)
- Eisele A, Schagg D, Krämer LV, et al (2019) Behaviour change techniques applied in interventions to enhance physical activity adherence in patients with chronic musculoskeletal conditions: A

- systematic review and meta-analysis. *Patient Educ Couns* 102:25–36. <https://doi.org/10.1016/j.pec.2018.09.018>
- Eng JJ, Tang PF (2007) Gait training strategies to optimize walking ability in people with stroke: A synthesis of the evidence. *Expert Rev Neurother* 7:1417–1436. <https://doi.org/10.1586/14737175.7.10.1417>
- Eppeland SG, Diamantopoulos AP, Soldal DM, Haugeberg G (2013) Short term in-patient rehabilitation in axial spondyloarthritis - the results of a 2-week program performed in daily clinical practice. *BMC Res Notes* 6:185. <https://doi.org/10.1186/1756-0500-6-185>
- Erdem MM, Koc G, Kismet K, et al (2020) Evaluation of spatio-temporal gait parameters and gait symmetry in diabetic polyneuropathic patients with burn injury: A pilot study. *Burns* 46:897–905. <https://doi.org/10.1016/j.burns.2019.10.022>
- Escalante A, Lichtenstein MJ, White K, et al (1995) A method for scoring the pain map of the McGill Pain Questionnaire for use in epidemiologic studies. *Aging (Milano)* 7:358–366
- Fabreguet I, Koumakis E, Burki V, et al (2012) Assessment of work instability in spondyloarthritis: a cross-sectional study using the ankylosing spondylitis work instability scale. *Rheumatology (Oxford)* 51:333–337. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ker319>
- Fenlon HM, Casserly I, Sant SM, Breatnach E (1997) Plain radiographs and thoracic high-resolution CT in patients with ankylosing spondylitis. *AJR Am J Roentgenol* 168:1067–1072. <https://doi.org/10.2214/ajr.168.4.9124117>
- Fernández-Sueiro JL, Alonso C, Blanco FJ, et al (2004) Prevalence of HLA-B27 and subtypes of HLA-B27 associated with ankylosing spondylitis in Galicia, Spain. *Clin Exp Rheumatol* 22:465–468
- Fino PC, Parrington L, Pitt W, et al (2018) Detecting gait abnormalities after concussion or mild traumatic brain injury: A systematic review of single-task, dual-task, and complex gait. *Gait Posture* 62:157–166. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.03.021>
- Flansbjerg U-B, Holmbäck AM, Downham D, et al (2005) Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke. *J Rehabil Med* 37:75–82. <https://doi.org/10.1080/16501970410017215>
- Fragoulis GE, Siebert S (2020) Treatment strategies in axial spondyloarthritis: what, when and how? *Rheumatology (Oxford)* 59:iv79–iv89. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keaa435>
- Franklin BA, Brinks J, Sacks R, et al (2015) Reduced walking speed and distance as harbingers of the approaching grim reaper. *Am J Cardiol* 116:313–317. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2015.04.024>
- Fransen M, Crosbie J, Edmonds J (1997) Reliability of gait measurements in people with osteoarthritis of the knee. *Phys Ther* 77:944–953. <https://doi.org/10.1093/ptj/77.9.944>
- Freak-Poli RL, Cumpston M, Albarqouni L, et al (2020) Workplace pedometer interventions for increasing physical activity. *Cochrane Database Syst Rev* 7:CD009209. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD009209.pub3>
- Fritz S, Lusardi M (2009) White paper: “walking speed: the sixth vital sign.” *J Geriatr Phys Ther* 32:46–49
- Furrer M, Bichsel L, Niederer M, et al (2015) Validation of a smartphone-based measurement tool for the quantification of level walking. *Gait Posture* 42:289–294. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.003>
- Garg N, van den Bosch F, Deodhar A (2014) The concept of spondyloarthritis: where are we now? *Best Pract Res Clin Rheumatol* 28:663–672. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2014.10.007>
- Garrett S, Jenkinson T, Kennedy LG, et al (1994) A new approach to defining disease status in ankylosing spondylitis: the Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index. *J Rheumatol* 21:2286–2291
- Garrido-Cumbrera M, Delgado-Domínguez CJ, Gálvez-Ruiz D, et al (2019) The Effect of Axial Spondyloarthritis on Mental Health: Results from the Atlas. *J Rheumatol*. <https://doi.org/10.3899/jrheum.180868>
- Garrido-Cumbrera M, Gratacos J, Collantes-Estevez E, et al (2020) Similarities and differences between non-radiographic and radiographic axial spondyloarthritis: The patient perspective from the Spanish atlas. *Reumatol Clin*. <https://doi.org/10.1016/j.reuma.2020.10.008>

- Giladi N, Herman T, Reider-Groswasser II, et al (2005) Clinical characteristics of elderly patients with a cautious gait of unknown origin. *J Neurol* 252:300–306. <https://doi.org/10.1007/s00415-005-0641-2>
- Gill TM, Allore HG, Hardy SE, Guo Z (2006) The dynamic nature of mobility disability in older persons. *J Am Geriatr Soc* 54:248–254. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.00586.x>
- Gillain S, Boutaayamou M, Schwartz C, et al (2019) Using supervised learning machine algorithm to identify future fallers based on gait patterns: A two-year longitudinal study. *Exp Gerontol* 127:110730. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2019.110730>
- Girard O, Brocherie F, Morin J-B, Millet GP (2016) Intra-session and Inter-session Reliability of Running Mechanics During Treadmill Sprints. *Int J Sports Physiol Perform* 11:432–439. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0145>
- Gleeson M, Bishop NC, Stensel DJ, et al (2011) The anti-inflammatory effects of exercise: mechanisms and implications for the prevention and treatment of disease. *Nature Reviews Immunology* 11:607–615. <https://doi.org/10.1038/nri3041>
- Goldie PA, Matyas TA, Evans OM (1996) Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 77:1074–1082. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(96\)90072-6](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(96)90072-6)
- Gonçalves N, Domingues L, Sardoo AM, et al (2020) AB0688 GAIT PATTERN DIFFERENCES BETWEEN PATIENTS WITH RADIOGRAPHIC AND NON-RADIOGRAPHIC AXIAL SPONDYLOARTHRITIS, THE MyoSpA STUDY. *Annals of the Rheumatic Diseases* 79:1639–1640. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2020-eular.5632>
- Graham JE, Ostir GV, Fisher SR, Ottenbacher KJ (2008) Assessing walking speed in clinical research: a systematic review. *J Eval Clin Pract* 14:552–562. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2753.2007.00917.x>
- Grahn JA, Brett M (2007) Rhythm and beat perception in motor areas of the brain. *J Cogn Neurosci* 19:893–906. <https://doi.org/10.1162/jocn.2007.19.5.893>
- Gran JT, Mellby AS, Husby G (1984) The prevalence of HLA-B27 in Northern Norway. *Scand J Rheumatol* 13:173–176. <https://doi.org/10.3109/03009748409100382>
- Gündüz OH, Özcan-Ekşi EE, Giray E, Yağcı İ (2017) What Impairs Balance in Ankylosing Spondylitis? Posture or Disease Activity? *Arch Rheumatol* 32:221–226. <https://doi.org/10.5606/ArchRheumatol.2017.6222>
- Hafsteinsdóttir TB, Rensink M, Schuurmans M (2014) Clinimetric properties of the Timed Up and Go Test for patients with stroke: a systematic review. *Top Stroke Rehabil* 21:197–210. <https://doi.org/10.1310/tsr2103-197>
- Halvorsen S, Vøllestad NK, Fongen C, et al (2012) Physical fitness in patients with ankylosing spondylitis: comparison with population controls. *Phys Ther* 92:298–309. <https://doi.org/10.2522/ptj.20110137>
- Hamacher D, Rudolf M, Lohmann C, Schega L (2016) Pain severity reduction in subjects with knee osteoarthritis decreases motor-cognitive dual-task costs. *Clinical Biomechanics* 39:62–64. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.09.009>
- Hammer RE, Maika SD, Richardson JA, et al (1990) Spontaneous inflammatory disease in transgenic rats expressing HLA-B27 and human beta 2m: an animal model of HLA-B27-associated human disorders. *Cell* 63:1099–1112. [https://doi.org/10.1016/0092-8674\(90\)90512-d](https://doi.org/10.1016/0092-8674(90)90512-d)
- Hardy SE, Kang Y, Studenski SA, Degenholtz HB (2011) Ability to walk 1/4 mile predicts subsequent disability, mortality, and health care costs. *J Gen Intern Med* 26:130–135. <https://doi.org/10.1007/s11606-010-1543-2>
- Hardy SE, Perera S, Roumani YF, et al (2007) Improvement in usual gait speed predicts better survival in older adults. *J Am Geriatr Soc* 55:1727–1734. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2007.01413.x>
- Harper BE, Reveille JD (2009) Spondyloarthritis: Clinical Suspicion, Diagnosis, and Sports. *Curr Sports Med Rep* 8:29–34. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181967ac6>
- Harvill LM (1991) Standard Error of Measurement. *Educational Measurement: Issues and Practice* 10:33–41. <https://doi.org/10.1111/j.1745-3992.1991.tb00195.x>

- Heiland GR, Appel H, Poddubnyy D, et al (2012) High level of functional dickkopf-1 predicts protection from syndesmophyte formation in patients with ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 71:572–574. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2011-200216>
- Helliwell PS, Smeathers JE, Wright V (1989) Shock absorption by the spinal column in normals and in ankylosing spondylitis. *Proc Inst Mech Eng H* 203:187–190. https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1989_203_037_01
- Herman T, Giladi N, Gurevich T, Hausdorff JM (2005) Gait instability and fractal dynamics of older adults with a “cautious” gait: why do certain older adults walk fearfully? *Gait Posture* 21:178–185. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.014>
- Herssens N, Verbecque E, Hallemans A, et al (2018) Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait Posture* 64:181–190. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.012>
- Hicks GE, Sions JM, Coyle PC, Pohlig RT (2017) Altered Spatiotemporal Characteristics of Gait in Older Adults with Chronic Low Back Pain. *Gait Posture* 55:172–176. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.027>
- Hillel I, Gazit E, Nieuwboer A, et al (2019) Is every-day walking in older adults more analogous to dual-task walking or to usual walking? Elucidating the gaps between gait performance in the lab and during 24/7 monitoring. *Eur Rev Aging Phys Act* 16:6. <https://doi.org/10.1186/s11556-019-0214-5>
- Hjermstad MJ, Fayers PM, Haugen DF, et al (2011) Studies comparing Numerical Rating Scales, Verbal Rating Scales, and Visual Analogue Scales for assessment of pain intensity in adults: a systematic literature review. *J Pain Symptom Manage* 41:1073–1093. <https://doi.org/10.1016/j.jpainsymman.2010.08.016>
- Hof A (1996) Scaling gait data to body size. *Gait & Posture - GAIT POSTURE* 4:222–223. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(95\)01057-2](https://doi.org/10.1016/0966-6362(95)01057-2)
- Holtzer R, Epstein N, Mahoney JR, et al (2014) Neuroimaging of Mobility in Aging: A Targeted Review. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 69:1375–1388. <https://doi.org/10.1093/gerona/glu052>
- Huang S-L, Hsieh C-L, Wu R-M, Lu W-S (2017) Test-retest reliability and minimal detectable change of the Beck Depression Inventory and the Taiwan Geriatric Depression Scale in patients with Parkinson’s disease. *PLoS One* 12:. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0184823>
- Hunter SW, Divine A, Frengopoulos C, Montero Odasso M (2018) A framework for secondary cognitive and motor tasks in dual-task gait testing in people with mild cognitive impairment. *BMC Geriatr* 18:202. <https://doi.org/10.1186/s12877-018-0894-0>
- Huskinson EC (1974) Measurement of pain. *Lancet* 2:1127–1131. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(74\)90884-8](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(74)90884-8)
- Ibáñez Vodnizza S, Visman IM, van Denderen C, et al (2017) Muscle wasting in male TNF- α blocker naïve ankylosing spondylitis patients: a comparison of gender differences in body composition. *Rheumatology (Oxford)* 56:1566–1572. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kex187>
- Imkamp M, Lima Passos V, Boonen A, et al (2018) Uncovering the heterogeneity of disease impact in axial spondyloarthritis: bivariate trajectories of disease activity and quality of life. *RMD Open* 4:e000755. <https://doi.org/10.1136/rmdopen-2018-000755>
- Iosa M, Picerno P, Paolucci S, Morone G (2016) Wearable inertial sensors for human movement analysis. *Expert Rev Med Devices* 13:641–659. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1198694>
- Ismailidis P, Nüesch C, Kaufmann M, et al (2020) Measuring gait kinematics in patients with severe hip osteoarthritis using wearable sensors. *Gait Posture* 81:49–55. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.07.004>
- Jaakkola E, Herzberg I, Laiho K, et al (2006) Finnish HLA studies confirm the increased risk conferred by HLA-B27 homozygosity in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 65:775–780. <https://doi.org/10.1136/ard.2005.041103>
- Jacques P, Lambrecht S, Verheugen E, et al (2014) Proof of concept: enthesitis and new bone formation in spondyloarthritis are driven by mechanical strain and stromal cells. *Ann Rheum Dis* 73:437–445. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-203643>

- Jayakaran P, DeSouza L, Cossar J, Gilhooly K (2014) Influence of a walking aid on temporal and spatial parameters of gait in healthy adults. *PM R* 6:796–801. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.02.005>
- Jerosch-Herold C (2005) An Evidence-Based Approach to Choosing Outcome Measures: A Checklist for the Critical Appraisal of Validity, Reliability and Responsiveness Studies. *British Journal of Occupational Therapy* 68:347–353. <https://doi.org/10.1177/030802260506800803>
- Job M, Dottor A, Viceconti A, Testa M (2020) Ecological Gait as a Fall Indicator in Older Adults: A Systematic Review. *Gerontologist* 60:e395–e412. <https://doi.org/10.1093/geront/gnz113>
- Johnson RS, Scott KH, Lynall RC (2020) A Proposal for Complex Gait Evaluation Using Dual-Task Gait Termination Time. *J Sport Rehabil* 1–6. <https://doi.org/10.1123/jsr.2020-0080>
- Kaciroti N, DosSantos MF, Moura B, et al (2020) Sensory-Discriminative Three-Dimensional Body Pain Mobile App Measures Versus Traditional Pain Measurement With a Visual Analog Scale: Validation Study. *JMIR Mhealth Uhealth* 8:. <https://doi.org/10.2196/17754>
- Kalron A, Allali G, Achiron A (2018) Neural correlates of gait variability in people with multiple sclerosis with fall history. *Eur J Neurol* 25:1243–1249. <https://doi.org/10.1111/ene.13689>
- Kaminska M, Jobin V, Mayer P, et al (2010) The Epworth Sleepiness Scale: Self-administration versus administration by the physician, and validation of a French version. *Can Respir J* 17:e27–e34
- Karege G, Zekry D, Allali G, et al (2020) Gait speed is associated with death or readmission among patients surviving acute hypercapnic respiratory failure. *BMJ Open Respir Res* 7:. <https://doi.org/10.1136/bmjresp-2019-000542>
- Karpman C, Benzo R (2014) Gait speed as a measure of functional status in COPD patients. *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis* 9:1315–20. <https://doi.org/10.2147/COPD.S54481>
- Kavanagh JJ, Menz HB (2008) Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture* 28:1–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>
- Kelly JO, Kilbreath SL, Davis GM, et al (2003) Cardiorespiratory fitness and walking ability in subacute stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 84:1780–1785. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(03\)00376-9](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(03)00376-9)
- Kelly KM, Doyle W, Skinner HB (1998) The relationship between gait parameters and pain in persons with transtibial amputation: a preliminary report. *J Rehabil Res Dev* 35:231–237
- Kelly VE, Janke AA, Shumway-Cook A (2010) Effects of instructed focus and task difficulty on concurrent walking and cognitive task performance in healthy young adults. *Exp Brain Res* 207:65–73. <https://doi.org/10.1007/s00221-010-2429-6>
- Keogh E, Moore DJ, Duggan GB, et al (2013) The Disruptive Effects of Pain on Complex Cognitive Performance and Executive Control. *PLOS ONE* 8:e83272. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0083272>
- Kikkert LHJ, Vuillerme N, van Campen JP, et al (2016) Walking ability to predict future cognitive decline in old adults: A scoping review. *Ageing Res Rev* 27:1–14. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2016.02.001>
- Kiltz U, Baraliakos X, Karakostas P, et al (2012) Do patients with non-radiographic axial spondylarthritis differ from patients with ankylosing spondylitis? *Arthritis Care Res (Hoboken)* 64:1415–1422. <https://doi.org/10.1002/acr.21688>
- Kiltz U, Landewé RBM, van der Heijde D, et al (2020) Development of ASAS quality standards to improve the quality of health and care services for patients with axial spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 79:193–201. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2019-216034>
- Kluge F, Gaßner H, Hannink J, et al (2017) Towards Mobile Gait Analysis: Concurrent Validity and Test-Retest Reliability of an Inertial Measurement System for the Assessment of Spatio-Temporal Gait Parameters. *Sensors (Basel)* 17:. <https://doi.org/10.3390/s17071522>
- Kobsar D, Charlton JM, Tse CTF, et al (2020) Validity and reliability of wearable inertial sensors in healthy adult walking: a systematic review and meta-analysis. *J Neuroeng Rehabil* 17:62. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00685-3>
- Koca TT, Göğebakan H, Koçyiğit BF, et al (2018) Foot functions in ankylosing spondylitis. *Clin Rheumatol*. <https://doi.org/10.1007/s10067-018-4386-6>
- Koo TK, Li MY (2016) A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 15:155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>

- Kwon Y, Kwon JW, Cho IH (2019) The difference of gait characteristic according to the variety of dual tasks in young healthy adults. *Work* 63:33–38. <https://doi.org/10.3233/WOR-192905>
- Lachin JM (2004) The role of measurement reliability in clinical trials. *Clin Trials* 1:553–566. <https://doi.org/10.1191/1740774504cn057oa>
- Lam R (2011) Office management of gait disorders in the elderly. *Can Fam Physician* 57:765–770
- Lamoth CJC, Daffertshofer A, Meijer OG, Beek PJ (2006) How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait Posture* 23:230–239. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.02.006>
- Landis JR, Koch GG (1977) The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 33:159–174
- Lawrence D, Domone S, Heller B, et al (2015) Gait adaptations to awareness and experience of a slip when walking on a cross-slope. *Gait Posture* 42:575–579. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.006>
- Lee H, Sullivan SJ, Schneiders AG (2013) The use of the dual-task paradigm in detecting gait performance deficits following a sports-related concussion: a systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport* 16:2–7. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.03.013>
- Lee J (2020) Cardiorespiratory Fitness, Physical Activity, Walking Speed, Lack of Participation in Leisure Activities, and Lung Cancer Mortality: A Systematic Review and Meta-Analysis of Prospective Cohort Studies. *Cancer Nurs*. <https://doi.org/10.1097/NCC.0000000000000847>
- Lee S, Lee DK (2018) What is the proper way to apply the multiple comparison test? *Korean J Anesthesiol* 71:353–360. <https://doi.org/10.4097/kja.d.18.00242>
- Lefebvre N, Degelaen M, Truyers C, et al (2019) Validity and Reproducibility of Inertial Physilog Sensors for Spatiotemporal Gait Analysis in Patients With Stroke. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 27:1865–1874. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2930751>
- Leone C, Moudjian L, Patti F, et al (2020) Comparing 16 Different Dual-Tasking Paradigms in Individuals With Multiple Sclerosis and Healthy Controls: Working Memory Tasks Indicate Cognitive-Motor Interference. *Front Neurol* 11:918. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.00918>
- Leszczewska J, Czaprowski D, Pawłowska P, et al (2012) Inter-examiner, intra-session and inter-session reliability of gait measurement. *Stud Health Technol Inform* 176:155–158
- Li T, Zhou L, Zhao H, et al (2019) Fatigue in Ankylosing Spondylitis Is Associated With Psychological Factors and Brain Gray Matter. *Front Med (Lausanne)* 6:271. <https://doi.org/10.3389/fmed.2019.00271>
- Li Z, Wang T, Liu H, et al (2020) Dual-task training on gait, motor symptoms, and balance in patients with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil* 34:1355–1367. <https://doi.org/10.1177/0269215520941142>
- Liang H, Xu L, Tian X, et al (2020) The comparative efficacy of supervised- versus home-based exercise programs in patients with ankylosing spondylitis: A meta-analysis. *Medicine (Baltimore)* 99:e19229. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000019229>
- Liang H, Zhang H, Ji H, Wang C (2015) Effects of home-based exercise intervention on health-related quality of life for patients with ankylosing spondylitis: a meta-analysis. *Clin Rheumatol* 34:1737–1744. <https://doi.org/10.1007/s10067-015-2913-2>
- Lim J, Kim J, Seo K, et al (2020) The Effects of Mobile Texting and Walking Speed on Gait Characteristics of Normal Weight and Obese Adults. *Motor Control* 1–17. <https://doi.org/10.1123/mc.2020-0006>
- Lima LCA, Ansai JH, Andrade LP, Takahashi ACM (2015) The relationship between dual-task and cognitive performance among elderly participants who exercise regularly. *Braz J Phys Ther* 19:159–166. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0082>
- Lindemann U (2020) Spatiotemporal gait analysis of older persons in clinical practice and research: Which parameters are relevant? *Z Gerontol Geriatr* 53:171–178. <https://doi.org/10.1007/s00391-019-01520-8>
- Lockwood MM, Gensler LS (2017) Nonradiographic axial spondyloarthritis. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 31:816–829. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2018.08.008>
- Lopes PG, Lopes JAF, Brito CM, et al (2015) Relationships of Balance, Gait Performance, and Functional Outcome in Chronic Stroke Patients: A Comparison of Left and Right Lesions. *Biomed Res Int* 2015:. <https://doi.org/10.1155/2015/716042>

- López-Medina C, Castro-Villegas MC, Collantes-Estévez E (2020) Hip and Shoulder Involvement and Their Management in Axial Spondyloarthritis: a Current Review. *Curr Rheumatol Rep* 22:53. <https://doi.org/10.1007/s11926-020-00930-7>
- López-Medina C, Garrido-Castro JL, Castro-Jiménez J, et al (2018) Evaluation of quality of life in patients with axial spondyloarthritis and its association with disease activity, functionality, mobility, and structural damage. *Clin Rheumatol* 37:1581–1588. <https://doi.org/10.1007/s10067-018-4112-4>
- Lovejoy CO (2005) The natural history of human gait and posture. Part 1. Spine and pelvis. *Gait Posture* 21:95–112. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.001>
- Lukas C, Landewé R, Sieper J, et al (2009) Development of an ASAS-endorsed disease activity score (ASDAS) in patients with ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 68:18–24. <https://doi.org/10.1136/ard.2008.094870>
- Lundin-Olsson L, Nyberg L, Gustafson Y (1998) Attention, frailty, and falls: the effect of a manual task on basic mobility. *J Am Geriatr Soc* 46:758–761
- Machado PM, Landewé R, Heijde D van der (2018) Ankylosing Spondylitis Disease Activity Score (ASDAS): 2018 update of the nomenclature for disease activity states. *Annals of the Rheumatic Diseases* 77:1539–1540. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2018-213184>
- Madehkhaksar F, Egges A (2016) Effect of dual task type on gait and dynamic stability during stair negotiation at different inclinations. *Gait Posture* 43:114–119. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.009>
- Madsen OR (2018) Stability of fatigue, pain, patient global assessment and the Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI) in spondyloarthropathy patients with stable disease according to the Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI). *Rheumatol Int* 38:425–432. <https://doi.org/10.1007/s00296-017-3920-1>
- Maetzler W, Rochester L (2015) Body-worn sensors--the brave new world of clinical measurement? *Mov Disord* 30:1203–1205. <https://doi.org/10.1002/mds.26317>
- Maki BE (1997) Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc* 45:313–320. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1997.tb00946.x>
- Maktouf W, Durand S, Boyas S, et al (2020) Interactions among obesity and age-related effects on the gait pattern and muscle activity across the ankle joint. *Exp Gerontol* 140:111054. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2020.111054>
- Mangone M, Scettri P, Paoloni M, et al (2011) Pelvis-shoulder coordination during level walking in patients with ankylosing spondylitis. *Gait Posture* 34:1–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.02.002>
- Marcora SM, Chester KR, Mittal G, et al (2006) Randomized phase 2 trial of anti-tumor necrosis factor therapy for cachexia in patients with early rheumatoid arthritis. *Am J Clin Nutr* 84:1463–1472. <https://doi.org/10.1093/ajcn/84.6.1463>
- Mariani B, Hoskovec C, Rochat S, et al (2010) 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *J Biomech* 43:2999–3006. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.003>
- Mariani B, Jiménez MC, Vingerhoets FJG, Aminian K (2013a) On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with Parkinson's disease. *IEEE Trans Biomed Eng* 60:155–158. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2227317>
- Mariani B, Rochat S, Büla CJ, Aminian K (2012) Heel and toe clearance estimation for gait analysis using wireless inertial sensors. *IEEE Trans Biomed Eng* 59:3162–3168. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2216263>
- Mariani B, Rouhani H, Crevoisier X, Aminian K (2013b) Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. *Gait Posture* 37:229–234. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.012>
- Martey C, Sengupta R (2020) Physical therapy in axial spondyloarthritis: guidelines, evidence and clinical practice. *Current Opinion in Rheumatology* 32:365–370. <https://doi.org/10.1097/BOR.0000000000000714>
- Martindale J, Shukla R, Goodacre J (2015) The impact of ankylosing spondylitis/axial spondyloarthritis on work productivity. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 29:512–523. <https://doi.org/10.1016/j.berh.2015.04.002>

- Martini E, Cesini I, D'Abbraccio J, et al (2020) Increased symmetry of lower-limb amputees walking with concurrent bilateral vibrotactile feedback. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng PP*: <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2020.3034521>
- Massion J, Popov K, Fabre JC, et al (1997) Is the erect posture in microgravity based on the control of trunk orientation or center of mass position? *Exp Brain Res* 114:384–389. <https://doi.org/10.1007/pl00005647>
- Mathieu S, Soubrier M (2018) Cardiovascular events in ankylosing spondylitis: a 2018 meta-analysis. *Ann Rheum Dis*. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2018-213317>
- McCambridge J, Witton J, Elbourne DR (2014) Systematic review of the Hawthorne effect: New concepts are needed to study research participation effects. *J Clin Epidemiol* 67:267–277. <https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2013.08.015>
- McGraw B, McClenaghan BA, Williams HG, et al (2000) Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. *Arch Phys Med Rehabil* 81:484–489. <https://doi.org/10.1053/mr.2000.3782>
- McIsaac TL, Lamberg EM, Muratori LM (2015) Building a Framework for a Dual Task Taxonomy. In: *BioMed Research International*. <https://www.hindawi.com/journals/bmri/2015/591475/>. Accessed 14 Jan 2020
- Melzack R (1975) The McGill Pain Questionnaire: major properties and scoring methods. *Pain* 1:277–299. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(75\)90044-5](https://doi.org/10.1016/0304-3959(75)90044-5)
- Menant JC, Schoene D, Sarofim M, Lord SR (2014) Single and dual task tests of gait speed are equivalent in the prediction of falls in older people: a systematic review and meta-analysis. *Ageing Res Rev* 16:83–104. <https://doi.org/10.1016/j.arr.2014.06.001>
- Mercer K, Li M, Giangregorio L, et al (2016) Behavior Change Techniques Present in Wearable Activity Trackers: A Critical Analysis. *JMIR Mhealth Uhealth* 4:. <https://doi.org/10.2196/mhealth.4461>
- Meyns P, van den Bogaart M, Theunissen K, et al (2019) Editorial: Motor Control of Gait and the Underlying Neural Network in Pediatric Neurology. *Front Hum Neurosci* 13:. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2019.00226>
- Michelena X, López-Medina C, Marzo-Ortega H (2020) Non-radiographic versus radiographic axSpA: what's in a name? *Rheumatology (Oxford)* 59:iv18–iv24. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/keaa422>
- Millner JR, Barron JS, Beinke KM, et al (2016) Exercise for ankylosing spondylitis: An evidence-based consensus statement. *Semin Arthritis Rheum* 45:411–427. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2015.08.003>
- Modarresi S, Divine A, Grahn JA, et al (2018) Gait parameters and characteristics associated with increased risk of falls in people with dementia: a systematic review. *Int Psychogeriatr* 1–17. <https://doi.org/10.1017/S1041610218001783>
- Moissenet F, Armand S (2015) Qualitative And Quantitative Methods Of Assessing Gait Disorders. In: *Orthopedic Management of Children With Cerebral Palsy: A Comprehensive Approach*. Nova Science Publishers Inc, pp 215–239
- Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B (2007) Increasing the number of gait trial recordings maximises intra-rater reliability of the CODA motion analysis system. *Gait Posture* 25:303–315. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.04.011>
- Montero-Odasso M, Schapira M, Soriano ER, et al (2005) Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60:1304–1309
- Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A (2014) Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors (Basel)* 14:3362–3394. <https://doi.org/10.3390/s140203362>
- Murray HC, Elliott C, Barton SE, Murray A (2000) Do patients with ankylosing spondylitis have poorer balance than normal subjects? *Rheumatology (Oxford)* 39:497–500. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/39.5.497>
- Mustafa KN, Hammoudeh M, Khan MA (2012) HLA-B27 Prevalence in Arab Populations and Among Patients with Ankylosing Spondylitis. *J Rheumatol* 39:1675–1677. <https://doi.org/10.3899/jrheum.120403>
- Najafi B, Khan T, Fleischer A, Wrobel J (2013) The impact of footwear and walking distance on gait stability in diabetic patients with peripheral neuropathy. *J Am Podiatr Med Assoc* 103:165–173

- National Institute for Health and Care Excellence (2017) Spondyloarthritis in over 16s: diagnosis and management. <https://www.nice.org.uk/guidance/ng65>. Accessed 8 Dec 2020
- Nazary-Moghadam S, Salavati M, Esteki A, et al (2018) Gait speed is more challenging than cognitive load on the stride-to-stride variability in individuals with anterior cruciate ligament deficiency. *The Knee* 26:. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2018.11.009>
- Newman AB, Simonsick EM, Naydeck BL, et al (2006) Association of long-distance corridor walk performance with mortality, cardiovascular disease, mobility limitation, and disability. *JAMA* 295:2018–2026. <https://doi.org/10.1001/jama.295.17.2018>
- Ng MM-D, Hill KD, Batchelor F, Burton E (2017) Factors Predicting Falls and Mobility Outcomes in Patients With Stroke Returning Home After Rehabilitation Who Are at Risk of Falling. *Arch Phys Med Rehabil* 98:2433–2441. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.05.018>
- Ng SS, Yu PC, To FP, et al (2013) Effect of walkway length and turning direction on the distance covered in the 6-minute walk test among adults over 50 years of age: a cross-sectional study. *Physiotherapy* 99:63–70. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2011.11.005>
- Noureldin B, Barkham N (2018) The current standard of care and the unmet needs for axial spondyloarthritis. *Rheumatology (Oxford)* 57:vi10–vi17. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/key217>
- O’Driscoll R, Turicchi J, Beaulieu K, et al (2020) How well do activity monitors estimate energy expenditure? A systematic review and meta-analysis of the validity of current technologies. *Br J Sports Med* 54:332–340. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099643>
- O’Dwyer T, O’Shea F, Wilson F (2015a) Decreased physical activity and cardiorespiratory fitness in adults with ankylosing spondylitis: a cross-sectional controlled study. *Rheumatol Int* 35:1863–1872. <https://doi.org/10.1007/s00296-015-3339-5>
- O’Dwyer T, O’Shea F, Wilson F (2015b) Physical activity in spondyloarthritis: a systematic review. *Rheumatol Int* 35:393–404. <https://doi.org/10.1007/s00296-014-3141-9>
- Omair MA, AlDuraibi FK, Bedaiwi MK, et al (2017) Prevalence of HLA-B27 in the general population and in patients with axial spondyloarthritis in Saudi Arabia. *Clin Rheumatol* 36:1537–1543. <https://doi.org/10.1007/s10067-017-3655-0>
- Oostveen J, Prevo R, den Boer J, van de Laar M (1999) Early detection of sacroiliitis on magnetic resonance imaging and subsequent development of sacroiliitis on plain radiography. A prospective, longitudinal study. *J Rheumatol* 26:1953–1958
- Osoba MY, Rao AK, Agrawal SK, Lalwani AK (2019) Balance and gait in the elderly: A contemporary review. *Laryngoscope Investig Otolaryngol* 4:143–153. <https://doi.org/10.1002/lio2.252>
- Ostchega Y, Dillon CF, Lindle R, et al (2004) Isokinetic leg muscle strength in older americans and its relationship to a standardized walk test: data from the national health and nutrition examination survey 1999-2000. *J Am Geriatr Soc* 52:977–982. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52268.x>
- Osterhaus JT, Purcaru O (2014) Discriminant validity, responsiveness and reliability of the arthritis-specific Work Productivity Survey assessing workplace and household productivity within and outside the home in patients with axial spondyloarthritis, including nonradiographic axial spondyloarthritis and ankylosing spondylitis. *Arthritis Res Ther* 16:R164. <https://doi.org/10.1186/ar4680>
- Osthoff A-KR, Niedermann K, Braun J, et al (2018) 2018 EULAR recommendations for physical activity in people with inflammatory arthritis and osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases* 77:1251–1260. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2018-213585>
- Packham J (2018) Optimizing outcomes for ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis patients: a holistic approach to care. *Rheumatology (Oxford)* 57:vi29–vi34. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/key200>
- Pamoukdjian F, Paillaud E, Zelek L, et al (2015) Measurement of gait speed in older adults to identify complications associated with frailty: A systematic review. *J Geriatr Oncol* 6:484–496. <https://doi.org/10.1016/j.jgo.2015.08.006>
- Paraskevoudi N, Balci F, Vatakis A (2018) “Walking” through the sensory, cognitive, and temporal degradations of healthy aging. *Ann N Y Acad Sci*. <https://doi.org/10.1111/nyas.13734>

- Parkinson JT, Foley ÉM, Jadon DR, Khandaker GM (2020) Depression in patients with spondyloarthritis: prevalence, incidence, risk factors, mechanisms and management. *Ther Adv Musculoskelet Dis* 12:. <https://doi.org/10.1177/1759720X20970028>
- Patel M, Pavic A, Goodwin VA (2020) Wearable inertial sensors to measure gait and posture characteristic differences in older adult fallers and non-fallers: A scoping review. *Gait Posture* 76:110–121. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.10.039>
- Pathak A, Sharma S, Jensen MP (2018) The utility and validity of pain intensity rating scales for use in developing countries. *Pain Rep* 3:. <https://doi.org/10.1097/PR9.0000000000000672>
- Patterson KK, Gage WH, Brooks D, et al (2010) Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture* 31:241–246. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.014>
- Pavon JM, Sloane R, Morey MC, Hastings SN (2017) Inpatient Mobility Measures as Useful Predictors of Discharge Destination in Hospitalized Older Adults. *J Am Geriatr Soc* 65:224–226. <https://doi.org/10.1111/jgs.14577>
- Pécourneau V, Degboé Y, Barnette T, et al (2018) Effectiveness of Exercise Programs in Ankylosing Spondylitis: A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Arch Phys Med Rehabil* 99:383-389.e1. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.07.015>
- Perrochon A (2013) Les caractéristiques de marche en simple et double tâche sont-elles des biomarqueurs d'une phase asymptomatique du déclin cognitif ? These de doctorat, Poitiers
- Perrotta FM, Musto A, Lubrano E (2019) New Insights in Physical Therapy and Rehabilitation in Axial Spondyloarthritis: A Review. *Rheumatol Ther* 6:479–486. <https://doi.org/10.1007/s40744-019-00170-x>
- Perry J, Burnfield JM (2010) Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *J Sports Sci Med* 9:353
- Peters DM, Fritz SL, Krotish DE (2013) Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-Meter Walk Test for measurements of gait speed in healthy, older adults. *J Geriatr Phys Ther* 36:24–30. <https://doi.org/10.1519/JPT.0b013e318248e20d>
- Pettersson B, Nordin E, Ramnemark A, Lundin-Olsson L (2020) Neither Timed Up and Go test nor Short Physical Performance Battery predict future falls among independent adults aged ≥ 75 years living in the community. *J Frailty Sarcopenia Falls* 5:24–30. <https://doi.org/10.22540/JFSF-05-024>
- Pichot P, Brun JP (1984) [Brief self-evaluation questionnaire for depressive, asthenic and anxious dimensions]. *Ann Med Psychol (Paris)* 142:862–865
- Pinzone O, Schwartz MH, Baker R (2016) Comprehensive non-dimensional normalization of gait data. *Gait Posture* 44:68–73. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.11.013>
- Pirker W, Katzenschlager R (2017) Gait disorders in adults and the elderly. *Wien Klin Wochenschr* 129:81–95. <https://doi.org/10.1007/s00508-016-1096-4>
- Pistacchi M, Gioulis M, Sanson F, et al (2017) Gait analysis and clinical correlations in early Parkinson's disease. *Funct Neurol* 32:28–34
- Poddubnyy D, Conrad K, Haibel H, et al (2014) Elevated serum level of the vascular endothelial growth factor predicts radiographic spinal progression in patients with axial spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 73:2137–2143. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2013-203824>
- Poddubnyy D, Haibel H, Listing J, et al (2012) Baseline radiographic damage, elevated acute-phase reactant levels, and cigarette smoking status predict spinal radiographic progression in early axial spondylarthritis. *Arthritis Rheum* 64:1388–1398. <https://doi.org/10.1002/art.33465>
- Poddubnyy D, Rudwaleit M, Haibel H, et al (2011) Rates and predictors of radiographic sacroiliitis progression over 2 years in patients with axial spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 70:1369–1374. <https://doi.org/10.1136/ard.2010.145995>
- Podsiadlo D, Richardson S (1991) The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 39:142–148. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x>
- Ponciano V, Pires IM, Ribeiro FR, Spinsante S (2020) Sensors are Capable to Help in the Measurement of the Results of the Timed-Up and Go Test? A Systematic Review. *J Med Syst* 44:199. <https://doi.org/10.1007/s10916-020-01666-8>

- Porta M, Pilloni G, Pili R, et al (2018) Association between Objectively Measured Physical Activity and Gait Patterns in People with Parkinson's Disease: Results from a 3-Month Monitoring. *Parkinsons Dis* 2018: <https://doi.org/10.1155/2018/7806574>
- Postigo-Alonso B, Galvao-Carmona A, Benítez I, et al (2018) Cognitive-motor interference during gait in patients with Multiple Sclerosis: a mixed methods Systematic Review. *Neurosci Biobehav Rev* 94:126–148. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2018.08.016>
- Poulin V, Desrosiers J (2010) [Validation of the French translation of the Impact on Participation and Autonomy questionnaire (IPAQ)]. *Can J Occup Ther* 77:159–166. <https://doi.org/10.2182/cjot.2010.77.3.5>
- Prince SA, Cardilli L, Reed JL, et al (2020) A comparison of self-reported and device measured sedentary behaviour in adults: a systematic review and meta-analysis. *Int J Behav Nutr Phys Act* 17:31. <https://doi.org/10.1186/s12966-020-00938-3>
- Proessl F, Swanson CW, Rudroff T, et al (2018) Good agreement between smart device and inertial sensor-based gait parameters during a 6-min walk. *Gait Posture* 64:63–67. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.030>
- Proft F, Poddubnyy D (2018) Ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis: recent insights and impact of new classification criteria. *Ther Adv Musculoskelet Dis* 10:129–139. <https://doi.org/10.1177/1759720X18773726>
- Rabadi MH, Blau A (2005) Admission ambulation velocity predicts length of stay and discharge disposition following stroke in an acute rehabilitation hospital. *Neurorehabil Neural Repair* 19:20–26. <https://doi.org/10.1177/1545968304272762>
- Raffegau TE, Krehbiel LM, Kang N, et al (2019) A meta-analysis: Parkinson's disease and dual-task walking. *Parkinsonism Relat Disord* 62:28–35. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2018.12.012>
- Raîche M, Hébert R, Prince F, Corriveau H (2000) Screening older adults at risk of falling with the Tinetti balance scale. *Lancet* 356:1001–1002. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(00\)02695-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)02695-7)
- Rauch A, Cieza A, Stucki G (2008) How to apply the International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) for rehabilitation management in clinical practice. *Eur J Phys Rehabil Med* 44:329–342
- Raychaudhuri SP, Deodhar A (2014) The classification and diagnostic criteria of ankylosing spondylitis. *J Autoimmun* 48–49:128–133. <https://doi.org/10.1016/j.jaut.2014.01.015>
- Regel A, Sepriano A, Baraliakos X, et al (2017) Efficacy and safety of non-pharmacological and non-biological pharmacological treatment: a systematic literature review informing the 2016 update of the ASAS/EULAR recommendations for the management of axial spondyloarthritis. *RMD Open* 3: <https://doi.org/10.1136/rmdopen-2016-000397>
- Reilly MC, Gooch KL, Wong RL, et al (2010) Validity, reliability and responsiveness of the Work Productivity and Activity Impairment Questionnaire in ankylosing spondylitis. *Rheumatology (Oxford)* 49:812–819. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kep457>
- Reveille, Hirsch, Dillon, et al (2012a) The prevalence of HLA-B27 in the US: data from the US National Health and Nutrition Examination Survey, 2009. *Arthritis Rheum* 64:1407–1411. <https://doi.org/10.1002/art.33503>
- Reveille JD (2015) Biomarkers for diagnosis, monitoring of progression, and treatment responses in ankylosing spondylitis and axial spondyloarthritis. *Clin Rheumatol* 34:1009–1018. <https://doi.org/10.1007/s10067-015-2949-3>
- Reveille, Witter, Weisman (2012b) Prevalence of Axial Spondylarthritis in the United States: Estimates From a Cross-Sectional Survey. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 64:905–910. <https://doi.org/10.1002/acr.21621>
- Reynard F, Terrier P (2014) Local dynamic stability of treadmill walking: intrasession and week-to-week repeatability. *J Biomech* 47:74–80. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.10.011>
- Rivière F, Widad FZ, Speyer E, et al (2018) Reliability and validity of the French version of the global physical activity questionnaire. *J Sport Health Sci* 7:339–345. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.08.004>
- Rochester L, Hetherington V, Jones D, et al (2004) Attending to the task: interference effects of functional tasks on walking in Parkinson's disease and the roles of cognition, depression, fatigue, and balance. *Arch Phys Med Rehabil* 85:1578–1585. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.01.025>

- Rodríguez-Molinero A, Herrero-Larrea A, Miñarro A, et al (2019) The spatial parameters of gait and their association with falls, functional decline and death in older adults: a prospective study. *Sci Rep* 9:. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-45113-2>
- Rooney S, Ozkul C, Paul L (2020) Correlates of dual-task performance in people with multiple sclerosis: A systematic review. *Gait Posture* 81:172–182. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.07.069>
- Rosenbaum JT, Pisenti L, Park Y, Howard RA (2019) Insight into the Quality of Life of Patients with Ankylosing Spondylitis: Real-World Data from a US-Based Life Impact Survey. *Rheumatol Ther*. <https://doi.org/10.1007/s40744-019-0160-8>
- Rosso AL, Taylor JA, Tabb LP, Michael YL (2013) Mobility, disability, and social engagement in older adults. *J Aging Health* 25:617–637. <https://doi.org/10.1177/0898264313482489>
- Roubenoff R, Rall LC (1993) Humoral mediation of changing body composition during aging and chronic inflammation. *Nutr Rev* 51:1–11. <https://doi.org/10.1111/j.1753-4887.1993.tb03045.x>
- Row Lazzarini BS, Kataras TJ (2016) Treadmill walking is not equivalent to overground walking for the study of walking smoothness and rhythmicity in older adults. *Gait Posture* 46:42–46. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.012>
- Rudwaleit M, Haibel H, Baraliakos X, et al (2009a) The early disease stage in axial spondylarthritis: Results from the german spondyloarthritis inception cohort. *Arthritis & Rheumatism* 60:717–727. <https://doi.org/10.1002/art.24483>
- Rudwaleit M, Jurik AG, Hermann K-GA, et al (2009b) Defining active sacroiliitis on magnetic resonance imaging (MRI) for classification of axial spondyloarthritis: a consensual approach by the ASAS/OMERACT MRI group. *Ann Rheum Dis* 68:1520–1527. <https://doi.org/10.1136/ard.2009.110767>
- Rudwaleit M, Khan MA, Sieper J (2005) The challenge of diagnosis and classification in early ankylosing spondylitis: Do we need new criteria? *Arthritis & Rheumatism* 52:1000–1008. <https://doi.org/10.1002/art.20990>
- Rudwaleit M, Metter A, Listing J, et al (2006) Inflammatory back pain in ankylosing spondylitis: a reassessment of the clinical history for application as classification and diagnostic criteria. *Arthritis Rheum* 54:569–578. <https://doi.org/10.1002/art.21619>
- Rudwaleit M, Sieper J (2012) Referral strategies for early diagnosis of axial spondyloarthritis. *Nat Rev Rheumatol* 8:262–268. <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2012.39>
- Rudwaleit M, van der Heijde D, Landewé R, et al (2009c) The development of Assessment of SpondyloArthritis international Society classification criteria for axial spondyloarthritis (part II): validation and final selection. *Ann Rheum Dis* 68:777–783. <https://doi.org/10.1136/ard.2009.108233>
- Rudwaleit M, van der Heijde D, Landewé R, et al (2011) The Assessment of SpondyloArthritis International Society classification criteria for peripheral spondyloarthritis and for spondyloarthritis in general. *Ann Rheum Dis* 70:25–31. <https://doi.org/10.1136/ard.2010.133645>
- Rusman T, van Vollenhoven RF, van der Horst-Bruinsma IE (2018) Gender Differences in Axial Spondyloarthritis: Women Are Not So Lucky. *Curr Rheumatol Rep* 20:. <https://doi.org/10.1007/s11926-018-0744-2>
- Rydwik E, Bergland A, Forsén L, Frändin K (2011) Psychometric Properties of Timed Up and Go in Elderly People: A Systematic Review. *Physical & Occupational Therapy In Geriatrics* 29:102–125. <https://doi.org/10.3109/02703181.2011.564725>
- Sadeghi H (2003) Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait Posture* 17:197–204. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(02\)00089-9](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(02)00089-9)
- Sahin N, Ozcan E, Baskent A, et al (2011) Muscular kinetics and fatigue evaluation of knee using by isokinetic dynamometer in patients with ankylosing spondylitis. *Acta Reumatol Port* 36:252–259
- Salarian A, Russmann H, Vingerhoets FJG, et al (2004) Gait assessment in Parkinson's disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng* 51:1434–1443. <https://doi.org/10.1109/TBME.2004.827933>
- Saleh M, Murdoch G (1985) In defence of gait analysis. Observation and measurement in gait assessment. *J Bone Joint Surg Br* 67:237–241

- Sandal R, Mishra K, Jandial A, et al (2018) Ankylosing spondylitis and bamboo spine. *QJM* 111:. <https://doi.org/10.1093/qjmed/hcy158>
- Sarac DC, Bayram S, Tore NG, et al (2020) Association of Core Muscle Endurance Times With Balance, Fatigue, Physical Activity Level, and Kyphosis Angle in Patients With Ankylosing Spondylitis. *J Clin Rheumatol*. <https://doi.org/10.1097/RHU.0000000000001641>
- Saracoglu I, Kurt G, Okur EO, et al (2017) The effectiveness of specific exercise types on cardiopulmonary functions in patients with ankylosing spondylitis: a systematic review. *Rheumatol Int* 37:409–421. <https://doi.org/10.1007/s00296-016-3603-3>
- Sawacha Z, Carraro E, Del Din S, et al (2012) Biomechanical assessment of balance and posture in subjects with ankylosing spondylitis. *J Neuroeng Rehabil* 9:63. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-9-63>
- Schwenk M, Howe C, Saleh A, et al (2014) Frailty and technology: a systematic review of gait analysis in those with frailty. *Gerontology* 60:79–89. <https://doi.org/10.1159/000354211>
- Sengupta R, Stone MA (2007) The assessment of ankylosing spondylitis in clinical practice. *Nat Clin Pract Rheumatol* 3:496–503. <https://doi.org/10.1038/ncprheum0591>
- Sepriano A, Rubio R, Ramiro S, et al (2017) Performance of the ASAS classification criteria for axial and peripheral spondyloarthritis: a systematic literature review and meta-analysis. *Ann Rheum Dis* 76:886–890. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2016-210747>
- Shah VV, McNames J, Mancini M, et al (2020) Quantity and quality of gait and turning in people with multiple sclerosis, Parkinson’s disease and matched controls during daily living. *J Neurol* 267:1188–1196. <https://doi.org/10.1007/s00415-020-09696-5>
- Shema-Shiratzky S, Hillel I, Mirelman A, et al (2020) A wearable sensor identifies alterations in community ambulation in multiple sclerosis: contributors to real-world gait quality and physical activity. *J Neurol* 267:1912–1921. <https://doi.org/10.1007/s00415-020-09759-7>
- Shkuratova N, Morris ME, Huxham F (2004) Effects of age on balance control during walking. *Arch Phys Med Rehabil* 85:582–588. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2003.06.021>
- Shumway-Cook A, Ciol MA, Yorkston KM, et al (2005) Mobility limitations in the Medicare population: prevalence and sociodemographic and clinical correlates. *J Am Geriatr Soc* 53:1217–1221. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53372.x>
- Shumway-Cook A, Woollacott M, Kerns KA, Baldwin M (1997) The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 52:M232-240. <https://doi.org/10.1093/gerona/52a.4.m232>
- Sieper J, Hu X, Black CM, et al (2017) Systematic review of clinical, humanistic, and economic outcome comparisons between radiographic and non-radiographic axial spondyloarthritis. *Semin Arthritis Rheum* 46:746–753. <https://doi.org/10.1016/j.semarthrit.2016.09.002>
- Sieper J, Poddubnyy D (2017) Axial spondyloarthritis. *Lancet* 390:73–84. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)31591-4](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)31591-4)
- Sieper J, Rudwaleit M, Baraliakos X, et al (2009) The Assessment of SpondyloArthritis international Society (ASAS) handbook: a guide to assess spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 68 Suppl 2:ii1-44. <https://doi.org/10.1136/ard.2008.104018>
- Simoneau E, Martin A, Van Hoecke J (2007) Effects of joint angle and age on ankle dorsi- and plantar-flexor strength. *J Electromyogr Kinesiol* 17:307–316. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.04.005>
- Slobodin G, Reyhan I, Avshovich N, et al (2011) Recently diagnosed axial spondyloarthritis: gender differences and factors related to delay in diagnosis. *Clin Rheumatol* 30:1075–1080. <https://doi.org/10.1007/s10067-011-1719-0>
- Smeeton NJ, Wrightson J, Varga M, et al (2021) Coordination between motor and cognitive tasks in dual task gait. *Gait Posture* 85:138–144. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.01.012>
- Smith E, Cusack T, Blake C (2016) The effect of a dual task on gait speed in community dwelling older adults: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture* 44:250–258. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.017>
- Smith E, Cusack T, Cunningham C, Blake C (2017) The Influence of a Cognitive Dual Task on the Gait Parameters of Healthy Older Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Aging Phys Act* 25:671–686. <https://doi.org/10.1123/japa.2016-0265>

- Song I-H, Hermann K-G, Haibel H, et al (2014) Consistently Good clinical response in patients with early axial spondyloarthritis after 3 years of continuous treatment with etanercept: longterm data of the ESTHER trial. *J Rheumatol* 41:2034–2040. <https://doi.org/10.3899/jrheum.140056>
- Soulard J, Vaillant J, Agier C-T, Vuillerme N (2020) Gait characteristics in patients with ankylosing spondylitis: a systematic review. *Clin Exp Rheumatol*
- Soulard J, Vaillant J, Vuillerme N (2021) Gait in patients with axial spondyloarthritis: a systematic review of the literature (submitted)
- Spain RI, Mancini M, Horak FB, Bourdette D (2014) Body-worn sensors capture variability, but not decline, of gait and balance measures in multiple sclerosis over 18 months. *Gait Posture* 39:958–964. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.010>
- Sprint G, Cook D, Weeks D (2015) Towards Automating Clinical Assessments: A Survey of the Timed Up and Go (TUG). *IEEE Rev Biomed Eng* 8:64–77. <https://doi.org/10.1109/RBME.2015.2390646>
- Stöckel T, Mau-Moeller A (2020) Cognitive control processes associated with successful gait performance in dual-task walking in healthy young adults. *Psychol Res* 84:1766–1776. <https://doi.org/10.1007/s00426-019-01184-4>
- Stolwijk C, Boonen A, van Tubergen A, Reveille JD (2012) Epidemiology of Spondyloarthritis. *Rheum Dis Clin North Am* 38:441–476. <https://doi.org/10.1016/j.rdc.2012.09.003>
- Stolwijk C, van Onna M, Boonen A, van Tubergen A (2016) Global Prevalence of Spondyloarthritis: A Systematic Review and Meta-Regression Analysis. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 68:1320–1331. <https://doi.org/10.1002/acr.22831>
- Stone MA, Pomeroy E, Keat A, et al (2008) Assessment of the impact of flares in ankylosing spondylitis disease activity using the Flare Illustration. *Rheumatology (Oxford)* 47:1213–1218. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ken176>
- Strand V, Singh JA (2017) Patient Burden of Axial Spondyloarthritis. *J Clin Rheumatol* 23:383–391. <https://doi.org/10.1097/RHU.0000000000000589>
- Studenski S, Perera S, Wallace D, et al (2003) Physical performance measures in the clinical setting. *J Am Geriatr Soc* 51:314–322. <https://doi.org/10.1046/j.1532-5415.2003.51104.x>
- Swanson CW, Haigh ZJ, Fling BW (2019) Two-minute walk tests demonstrate similar age-related gait differences as a six-minute walk test. *Gait Posture* 69:36–39. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.01.019>
- Takayanagi N, Sudo M, Yamashiro Y, et al (2019) Relationship between Daily and In-laboratory Gait Speed among Healthy Community-dwelling Older Adults. *Sci Rep* 9:. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-39695-0>
- Tan CK, Kadone H, Watanabe H, et al (2020) Differences in Muscle Synergy Symmetry Between Subacute Post-stroke Patients With Bioelectrically-Controlled Exoskeleton Gait Training and Conventional Gait Training. *Front Bioeng Biotechnol* 8:. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00770>
- Tasvuran Horata E, Cetin SY, Erel S (2020) Effects of individual progressive single- and dual-task training on gait and cognition among older healthy adults: a randomized-controlled comparison study. *Eur Geriatr Med*. <https://doi.org/10.1007/s41999-020-00429-5>
- Terrier P, Dériaz O (2011) Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking. *J Neuroeng Rehabil* 8:12. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-8-12>
- Tersteeg MCA, Marple-Horvat DE, Loram ID (2012) Cautious gait in relation to knowledge and vision of height: is altered visual information the dominant influence? *Journal of Neurophysiology* 107:2686–2691. <https://doi.org/10.1152/jn.00875.2011>
- Timmis MA, Pardhan S (2012) Patients with Central Visual Field Loss Adopt a Cautious Gait Strategy during Tasks That Present a High Risk of Falling. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 53:4120–4129. <https://doi.org/10.1167/iovs.12-9897>
- Tinetti ME, Williams TF, Mayewski R (1986) Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities. *Am J Med* 80:429–434. [https://doi.org/10.1016/0002-9343\(86\)90717-5](https://doi.org/10.1016/0002-9343(86)90717-5)
- Tjon SS, Geurts AC, van't Pad Bosch P, et al (2000) Postural control in rheumatoid arthritis patients scheduled for total knee arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil* 81:1489–1493. <https://doi.org/10.1053/apmr.2000.9627>

- Toro B, Nester C, Farren P (2003) A review of observational gait assessment in clinical practice. *Physiotherapy Theory and Practice* 19:137–149. <https://doi.org/10.1080/09593980307964>
- Toussiroot E, Michel F, Wendling D (2001) Bone density, ultrasound measurements and body composition in early ankylosing spondylitis. *Rheumatology (Oxford)* 40:882–888. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/40.8.882>
- Truong PH, Lee J, Kwon A-R, Jeong G-M (2016) Stride Counting in Human Walking and Walking Distance Estimation Using Insole Sensors. *Sensors (Basel)* 16:. <https://doi.org/10.3390/s16060823>
- Tubergen A, Landewé R (2009) Tools for monitoring spondyloarthritis in clinical practice
- Turina MC, Sieper J, Yeremenko N, et al (2014) Calprotectin serum level is an independent marker for radiographic spinal progression in axial spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 73:1746–1748. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2014-205506>
- Tyson S, Connell L (2009) The psychometric properties and clinical utility of measures of walking and mobility in neurological conditions: a systematic review. *Clin Rehabil* 23:1018–1033. <https://doi.org/10.1177/0269215509339004>
- Uckun A, Sezer I (2017) Ankylosing Spondylitis and Balance. *Eurasian J Med* 49:207–210. <https://doi.org/10.5152/eurasianjmed.2017.17116>
- Ulus Y, Akyol Y, Bilgici A, Kuru O (2019) Association of work instability with fatigue and emotional status in patients with ankylosing spondylitis: comparison with healthy controls. *Clin Rheumatol* 38:1017–1024. <https://doi.org/10.1007/s10067-018-4366-x>
- Vaillant J (2004) Les qualités des instruments de mesure en kinésithérapie (2e partie). *Le mensuel pratique et technique du kinésithérapeute* 445:
- Valido A, Crespo CL, Pimentel-Santos FM (2019) Muscle Evaluation in Axial Spondyloarthritis—The Evidence for Sarcopenia. *Front Med (Lausanne)* 6:. <https://doi.org/10.3389/fmed.2019.00219>
- van der Heijde D, Ramiro S, Landewé R, et al (2017) 2016 update of the ASAS-EULAR management recommendations for axial spondyloarthritis. *Ann Rheum Dis* 76:978–991. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2016-210770>
- van der Linden S, Valkenburg HA, Cats A (1984) Evaluation of diagnostic criteria for ankylosing spondylitis. A proposal for modification of the New York criteria. *Arthritis Rheum* 27:361–368. <https://doi.org/10.1002/art.1780270401>
- Van Emmerik RE, Wagenaar RC, Winogrodzka A, Wolters EC (1999) Identification of axial rigidity during locomotion in Parkinson disease. *Arch Phys Med Rehabil* 80:186–191. [https://doi.org/10.1016/s0003-9993\(99\)90119-3](https://doi.org/10.1016/s0003-9993(99)90119-3)
- van Hoeven L, Luime J, Han H, et al (2014) Identifying axial spondyloarthritis in Dutch primary care patients, ages 20-45 years, with chronic low back pain. *Arthritis Care Res (Hoboken)* 66:446–453. <https://doi.org/10.1002/acr.22180>
- van Schooten KS, Pijnappels M, Lord SR, van Dieën JH (2019) Quality of Daily-Life Gait: Novel Outcome for Trials that Focus on Balance, Mobility, and Falls. *Sensors (Basel)* 19:. <https://doi.org/10.3390/s19204388>
- van Tubergen A (2015) The changing clinical picture and epidemiology of spondyloarthritis. *Nat Rev Rheumatol* 11:110–118. <https://doi.org/10.1038/nrrheum.2014.181>
- Veilleux LN, Robert M, Ballaz L, et al (2011) Gait analysis using a force-measuring gangway: intrasession repeatability in healthy adults. *J Musculoskelet Neuronal Interact* 11:27–33
- Venema DM, Hansen H, High R, et al (2018) Minimal Detectable Change in Dual-Task Cost for Older Adults With and Without Cognitive Impairment. *J Geriatr Phys Ther.* <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000194>
- Vergara ME, O’Shea FD, Inman RD, Gage WH (2012) Postural control is altered in patients with ankylosing spondylitis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 27:334–340. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.016>
- Verhaeghen P, Steitz DW, Sliwinski MJ, Cerella J (2003) Aging and dual-task performance: a meta-analysis. *Psychol Aging* 18:443–460. <https://doi.org/10.1037/0882-7974.18.3.443>
- Verhoeven F, Guillot X, Prati C, et al (2019) Aerobic exercise for axial spondyloarthritis - its effects on disease activity and function as compared to standard physiotherapy: A systematic review and meta-analysis. *Int J Rheum Dis* 22:234–241. <https://doi.org/10.1111/1756-185X.13385>

- Verweij NM, Schiphorst AHW, Pronk A, et al (2016) Physical performance measures for predicting outcome in cancer patients: a systematic review. *Acta Oncol* 55:1386–1391. <https://doi.org/10.1080/0284186X.2016.1219047>
- VIDAL (2020) VIDAL : Base de données médicamenteuse pour les prescripteurs libéraux. In: VIDAL. <https://www.vidal.fr/>. Accessed 21 Jul 2020
- Wagenaar RC, Beek WJ (1992) Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech* 25:1007–1015. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(92\)90036-z](https://doi.org/10.1016/0021-9290(92)90036-z)
- Walton DM, Macdermid JC, Nielson W, et al (2011) Reliability, standard error, and minimum detectable change of clinical pressure pain threshold testing in people with and without acute neck pain. *J Orthop Sports Phys Ther* 41:644–650. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3666>
- Wang Y, Mukaino M, Ohtsuka K, et al (2020) Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds. *International Journal of Rehabilitation Research* 43:69–75. <https://doi.org/10.1097/MRR.0000000000000391>
- Ward MM (2002a) Functional disability predicts total costs in patients with ankylosing spondylitis. *Arthritis Rheum* 46:223–231. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(200201\)46:1<223::AID-ART498>3.0.CO;2-#](https://doi.org/10.1002/1529-0131(200201)46:1<223::AID-ART498>3.0.CO;2-#)
- Ward MM (2002b) Predictors of the progression of functional disability in patients with ankylosing spondylitis. *J Rheumatol* 29:1420–1425
- Warren M, Ganley KJ, Pohl PS (2016) The association between social participation and lower extremity muscle strength, balance, and gait speed in US adults. *Prev Med Rep* 4:142–147. <https://doi.org/10.1016/j.pmedr.2016.06.005>
- Washabaugh EP, Kalyanaraman T, Adamczyk PG, et al (2017) Validity and repeatability of inertial measurement units for measuring gait parameters. *Gait Posture* 55:87–93. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.013>
- Watt JR, Franz JR, Jackson K, et al (2010) A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 25:444–449. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.09.002>
- Wedegge P, Steffen K, Strøm V, Opheim AI (2017) Reliability of three-dimensional kinematic gait data in adults with spinal cord injury. *J Rehabil Assist Technol Eng* 4:2055668317729992. <https://doi.org/10.1177/2055668317729992>
- Wegrzyk J, Armand S, Chiuvé SC, et al (2019) Education level affects dual-task gait after deep brain stimulation in Parkinson's disease. *Parkinsonism Relat Disord* 68:65–68. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2019.10.005>
- Weir NA, Brown AW, Shlobin OA, et al (2013) The influence of alternative instruction on 6-min walk test distance. *Chest* 144:1900–1905. <https://doi.org/10.1378/chest.13-0287>
- Wendling D, Lukas C, Prati C, et al (2018) 2018 update of French Society for Rheumatology (SFR) recommendations about the everyday management of patients with spondyloarthritis. *Joint Bone Spine* 85:275–284. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2018.01.006>
- Werner C, Heldmann P, Hummel S, et al (2020) Concurrent Validity, Test-Retest Reliability, and Sensitivity to Change of a Single Body-Fixed Sensor for Gait Analysis during Rollator-Assisted Walking in Acute Geriatric Patients. *Sensors (Basel)* 20:. <https://doi.org/10.3390/s20174866>
- Wollesen B, Wanstrath M, van Schooten KS, Delbaere K (2019) A taxonomy of cognitive tasks to evaluate cognitive-motor interference on spatiotemporal gait parameters in older people: a systematic review and meta-analysis. *Eur Rev Aging Phys Act* 16:12. <https://doi.org/10.1186/s11556-019-0218-1>
- Wood D, Mould M, Ong S, Baker E (2005) “Pack year” smoking histories: what about patients who use loose tobacco? *Tob Control* 14:141–142. <https://doi.org/10.1136/tc.2004.009977>
- Woollacott M, Shumway-Cook A (2002) Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture* 16:1–14. [https://doi.org/10.1016/s0966-6362\(01\)00156-4](https://doi.org/10.1016/s0966-6362(01)00156-4)
- World Health Organization (2015) World report on ageing and health. In: WHO. <http://www.who.int/ageing/events/world-report-2015-launch/en/>. Accessed 30 Oct 2020
- Wren TAL, Rethlefsen SA, Healy BS, et al (2005) Reliability and validity of visual assessments of gait using a modified physician rating scale for crouch and foot contact. *J Pediatr Orthop* 25:646–650. <https://doi.org/10.1097/01.mph.0000165139.68615.e4>

- Wren TAL, Tucker CA, Rethlefsen SA, et al (2020) Clinical efficacy of instrumented gait analysis: Systematic review 2020 update. *Gait Posture* 80:274–279. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.05.031>
- Wu Q, Inman RD, Davis KD (2014) Fatigue in ankylosing spondylitis is associated with the brain networks of sensory salience and attention. *Arthritis & Rheumatology* (Hoboken, NJ) 66:295–303. <https://doi.org/10.1002/art.38244>
- Wu W, Meijer OG, Lamoth CJC, et al (2004) Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clin Biomech* (Bristol, Avon) 19:480–488. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.02.003>
- Wuehr M, Schniepp R, Schlick C, et al (2014) Sensory loss and walking speed related factors for gait alterations in patients with peripheral neuropathy. *Gait Posture* 39:852–858. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.013>
- Wüest S, Massé F, Aminian K, et al (2016) Reliability and validity of the inertial sensor-based Timed “Up and Go” test in individuals affected by stroke. *J Rehabil Res Dev* 53:599–610. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2015.04.0065>
- Yang F, King GA (2016) Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults. *J Electromyogr Kinesiol* 31:81–87. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.09.004>
- Yang L, He C, Pang MYC (2016) Reliability and Validity of Dual-Task Mobility Assessments in People with Chronic Stroke. *PLoS One* 11:. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147833>
- Yang L, Liao LR, Lam FMH, et al (2015) Psychometric properties of dual-task balance assessments for older adults: a systematic review. *Maturitas* 80:359–369. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2015.01.001>
- Yang Q, Tian C, Tseng B, et al (2020) Gait Change in Dual Task as a Behavioral Marker to Detect Mild Cognitive Impairment in Elderly Persons: A Systematic Review and Meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 101:1813–1821. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.05.020>
- Yang Y-R, Chen Y-C, Lee C-S, et al (2007) Dual-task-related gait changes in individuals with stroke. *Gait & Posture* 25:185–190. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.03.007>
- Yiou E, Caderby T, Delafontaine A, et al (2017) Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World J Orthop* 8:815–828. <https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i11.815>
- Yogev G, Giladi N, Peretz C, et al (2005) Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson’s disease: which aspects of gait are attention demanding? *Eur J Neurosci* 22:1248–1256. <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2005.04298.x>
- Yogev-Seligmann G, Hausdorff JM, Giladi N (2008) The role of executive function and attention in gait. *Mov Disord* 23:329–342; quiz 472. <https://doi.org/10.1002/mds.21720>
- Yogev-Seligmann G, Hausdorff JM, Giladi N (2012) Do we always prioritize balance when walking? Towards an integrated model of task prioritization. *Movement Disorders* 27:765–770. <https://doi.org/10.1002/mds.24963>
- Yogev-Seligmann G, Rotem-Galili Y, Mirelman A, et al (2010) How Does Explicit Prioritization Alter Walking During Dual-Task Performance? Effects of Age and Sex on Gait Speed and Variability. *Phys Ther* 90:177–186. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090043>
- Ytterberg C, Johansson S, Andersson M, et al (2008) Variations in functioning and disability in multiple sclerosis. A two-year prospective study. *J Neurol* 255:967–973. <https://doi.org/10.1007/s00415-008-0767-0>
- Yuan X-N, Liang W-D, Zhou F-H, et al (2019) Comparison of walking quality variables between incomplete spinal cord injury patients and healthy subjects by using a footscan plantar pressure system. *Neural Regen Res* 14:354–360. <https://doi.org/10.4103/1673-5374.244798>
- Zão A, Cantista P (2017) The role of land and aquatic exercise in ankylosing spondylitis: a systematic review. *Rheumatol Int* 37:1979–1990. <https://doi.org/10.1007/s00296-017-3829-8>
- Zebouni L, Helliwell PS, Howe A, Wright V (1992) Gait analysis in ankylosing spondylitis. *Ann Rheum Dis* 51:898–9
- Zhang G, Li J, Xia Z, Xu W (2019) The gait deviations of ankylosing spondylitis with hip involvement. *Clin Rheumatol* 38:1163–1175. <https://doi.org/10.1007/s10067-018-4401-y>

- Zhao N, Zhang Z, Wang Y, et al (2019a) See your mental state from your walk: Recognizing anxiety and depression through Kinect-recorded gait data. *PLOS ONE* 14:e0216591. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216591>
- Zhao R, Bu W, Chen Y, Chen X (2020) The Dose-Response Associations of Sedentary Time with Chronic Diseases and the Risk for All-Cause Mortality Affected by Different Health Status: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Nutr Health Aging* 24:63–70. <https://doi.org/10.1007/s12603-019-1298-3>
- Zhao S, Thong D, Miller N, et al (2018) The prevalence of depression in axial spondyloarthritis and its association with disease activity: a systematic review and meta-analysis. *Arthritis Res Ther* 20:140. <https://doi.org/10.1186/s13075-018-1644-6>
- Zhao SS, Radner H, Siebert S, et al (2019b) Comorbidity burden in axial spondyloarthritis: a cluster analysis. *Rheumatology (Oxford)*. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kez119>
- Zochling J (2011) Measures of symptoms and disease status in ankylosing spondylitis: Ankylosing Spondylitis Disease Activity Score (ASDAS), Ankylosing Spondylitis Quality of Life Scale (ASQoL), Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index (BASDAI), Bath Ankylosing Spondylitis Functional Index (BASFI), Bath Ankylosing Spondylitis Global Score (BAS-G), Bath Ankylosing Spondylitis Metrology Index (BASMI), Dougados Functional Index (DFI), and Health Assessment Questionnaire for the Spondylarthropathies (HAQ-S). *Arthritis Care Res (Hoboken)* 63 Suppl 11:S47-58. <https://doi.org/10.1002/acr.20575>

Résumé

Etude de la marche chez la personne atteinte de spondylarthrite axiale

La spondylarthrite axiale (SpA) est une maladie chronique rhumatismale qui provoque des douleurs inflammatoires au niveau de la colonne vertébrale et du bassin. Cette maladie a également un impact négatif sur la posture, les amplitudes articulaires des membres inférieurs, la force musculaire et les fonctions du pied, qui pourraient impacter la marche.

Dans ce contexte, et en l'absence de connaissance scientifique sur le sujet, l'objectif principal de ce travail doctoral était de caractériser la marche des patients atteints de SpA. Pour répondre à cet objectif, deux revues systématiques de la littérature ont été conduites. Les conclusions de ces deux revues nous ont encouragés à concevoir et mettre en œuvre une étude originale de cohorte prospective. Trois sous-objectifs complémentaires ont ensuite successivement été conduits. Il s'agissait (1) d'évaluer la reproductibilité intra-session des paramètres spatiotemporels de la marche obtenus chez des volontaires sains et des patients atteints de SpA ; (2) de comparer les paramètres spatio-temporels de la marche de patients atteints de SpA à ceux de volontaires sains, et étudier l'effet de la douleur sur les paramètres de marche ; et enfin (3) de comparer les effets de la double tâche sur les paramètres spatio-temporels de la marche chez ces mêmes sujets.

Les résultats de ce travail doctoral ont permis de montrer que les patients atteints de SpA présentaient une marche précautionneuse avec une diminution de la vitesse et de la longueur de l'enjambée et qu'une altération des paramètres spatio-temporels de la marche en double tâche était retrouvée comparable aux volontaires sains. Ces résultats ouvrent des perspectives pour déterminer quelles sont les facteurs responsables des altérations de la marche dans la SpA, puis de déterminer si, et dans quelle mesure, les paramètres de marche pourraient prédire l'évolution de la maladie, pour permettre, à terme, de délivrer des interventions ciblées et personnalisées chez des patients atteints de SpA.

Abstract

Gait in patients with axial spondyloarthritis

Axial spondyloarthritis (axSpA) is a chronic rheumatic disease, causing inflammatory back and pelvis pain. This disease can have a negative impact on posture, lower limb joint ranges of motion, muscle strength and foot-related functions, which could significantly impact gait.

In this context, in the absence of scientific knowledge on the topic, the main objective of this doctoral work was to investigate gait in patients with axSpA. To achieve this goal, two systematic reviews of the literature were first conducted. Conclusions of these two reviews encouraged us to design and conduct an original prospective cohort study. Three complementary sub-objectives were successively addressed: (1) to assess the intra-session reliability of spatiotemporal gait parameters obtained in healthy controls and patients with axSpA; (2) to compare spatiotemporal gait parameters of patients with axSpA to those of healthy controls and study the impact of pain on gait parameters; and (3) to compare the effects of dual-tasking on spatiotemporal gait parameters in these participants.

Results of this doctoral work indicated that patients with axSpA had a cautious gait with lower gait speed and shorter stride length, with spatiotemporal gait parameters alterations in dual-task similarly to healthy controls. These results opens up the perspectives to further determine which factors are responsible for gait alterations in axSpA, and to determine if, and to what extent, gait parameters could predict disease evolution, to ultimately allow delivering targeted and personalized interventions in patients with axSpA.