



HAL
open science

**Évaluation biomécanique des capacités
musculo-squelettiques lors de la transition assis / debout
au moyen d'une centrale inertielle en situation
écologique**
Kevin Lepetit

► **To cite this version:**

Kevin Lepetit. Évaluation biomécanique des capacités musculo-squelettiques lors de la transition assis / debout au moyen d'une centrale inertielle en situation écologique. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Technologie de Compiègne, 2018. Français. NNT : 2018COMP2468 . tel-02127839

HAL Id: tel-02127839

<https://theses.hal.science/tel-02127839>

Submitted on 13 May 2019

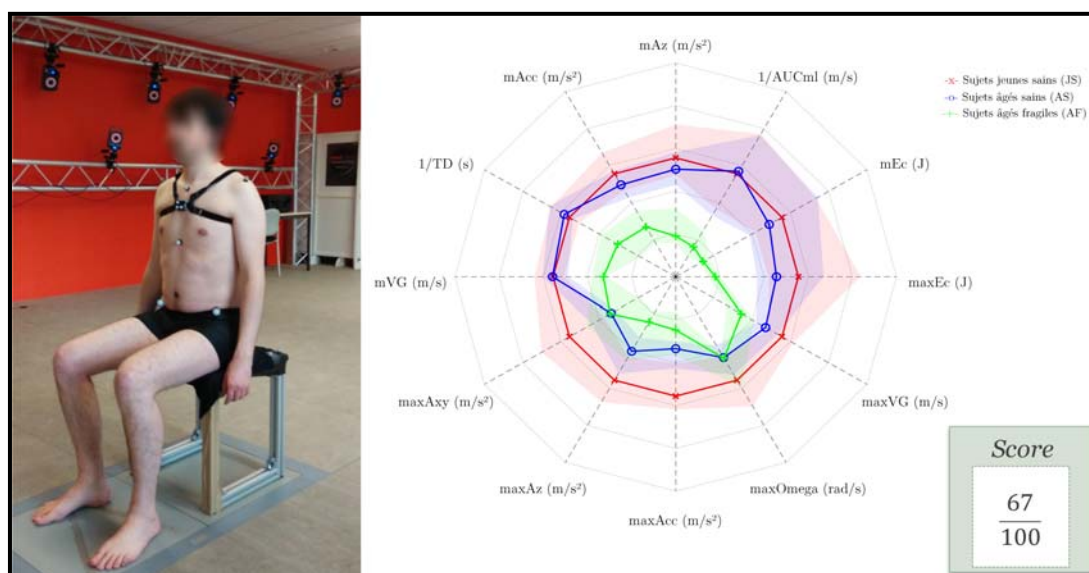
HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

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.

Par **Kevin LEPETIT**

Évaluation biomécanique des capacités musculosquelettiques lors de la transition assis / debout au moyen d'une centrale inertielle en situation écologique

Thèse présentée
pour l'obtention du grade
de Docteur de l'UTC



Soutenue le 13 décembre 2018

Spécialité : Biomécanique : Unité de Recherche Biomécanique et Bio-ingénierie (UMR-7338)

D2468



Spécialité : Biomécanique

THÈSE

pour obtenir le grade de docteur délivré par

Université de Technologie de Compiègne

Spécialité doctorale “Sciences pour l’ingénieur”

présentée et soutenue publiquement le 13 décembre 2018 par

Kevin Lepetit

Évaluation biomécanique des capacités musculo-squelettiques lors de la transition assis / debout au moyen d’une centrale inertielle en situation écologique

Directeur de thèse : **Frédéric Marin**

Co-encadrant de thèse : **Khalil Ben Mansour**

Raphaël Dumas,	Directeur de recherche, Université de Lyon	Rapporteur
Philippe Pudlo,	Professeur des Universités, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis	Rapporteur
Laetitia Fradet,	Maître de Conférences, Université de Poitiers	Examineur
Catherine Marque,	Professeur des Universités, Université de Technologie de Compiègne	Examineur
Frédéric Marin,	Professeur des Universités, Université de Technologie de Compiègne	Examineur
Khalil Ben Mansour,	Ingénieur de Recherche, Université de Technologie de Compiègne	Examineur
Kiyoka Kinugawa,	Maître de Conférences - praticien hospitalier, Sorbonne Université	Invitée

UTC

Laboratoire de Biomécanique et Bioingénierie
UMR CNRS 7338, Centre de Recherches, Compiègne, France

Sommaire

Remerciements	xix
Notations mathématiques	xxi
I Introduction générale	1
II État de l’art	7
1 Cadre générale de la thèse	9
1.1 Le vieillissement de la population	9
1.2 La santé des seniors	11
1.3 Les tests d’évaluation clinique des capacités physiques	13
1.3.1 Le test timed up and go	13
1.3.2 Le test du lever de chaise	13
1.3.3 Quantification des résultats	14
2 Modélisation mathématique du mouvement humain	17
2.1 Cinématique des segments humains	17
2.1.1 Référentiel et repère	18
2.1.2 Définition d’un solide indéformable	18
2.1.3 Repérage d’un segment corporel dans l’espace	18
2.1.4 Vitesse de rotation d’un segment	26
2.1.5 Vitesse d’un point appartenant à un solide	28
2.1.6 Accélération d’un point appartenant à un solide	29
2.2 Énergie mécanique du corps humain	30

2.2.1	Modèle ponctuel	30
2.2.2	Modèle par chaîne de solides articulés	32
2.3	Bilan	36
3	Outils d'évaluation quantifiée de la cinématique des segments corporels	37
3.1	Classification des différentes technologies	38
3.1.1	La stéréophotogrammétrie : technologie optoélectronique	39
3.1.2	Les systèmes vidéo sans marqueurs	41
3.1.3	Les technologies magnéto-inertielles	42
3.2	La centrale inertielle pour l'analyse du mouvement ambulateur	45
3.2.1	Calcul de l'orientation par fusion de données	45
3.2.2	Calibration centrale à segment	50
3.2.3	Estimation de la position et limites techniques actuelles	53
3.3	Bilan	55
4	Identification des paramètres inertiels des segments corporels	57
4.1	Les méthodes par imagerie médicale	58
4.2	Les méthodes d'identification par dynamique inverse	59
4.3	Les méthodes volumétriques	59
4.3.1	Les scanners tri-dimensionnels	60
4.3.2	La stéréo-photographie et les caméras de profondeur	61
4.4	Les tables anthropométriques et équations de régression	62
4.5	Bilan	63
	Synthèse générale et objectifs de travail	65
III	Méthode de calcul et validation des données cinématiques et énergétiques quantifiées à l'aide d'une centrale inertielle lors du lever de chaise	67
5	Matériels et méthodes	69
5.1	Description du lever de chaise et choix du positionnement de la centrale inertielle	70
5.2	Participants à l'étude	72
5.3	Protocole expérimental	72

5.4	Estimation des paramètres cinématiques et énergétiques du tronc à l'aide de la centrale inertielle	75
5.4.1	Accélération de la centrale inertielle	77
5.4.2	Détection du début et de la fin de la transition assis / debout	78
5.4.3	Vitesse angulaire du tronc	78
5.4.4	Angle d'inclinaison du tronc	79
5.4.5	Vitesse du centre de masse du buste	80
5.4.6	Énergie cinétique du tronc	83
5.5	Traitement des données optoélectroniques	84
5.5.1	Accélération de la centrale	84
5.5.2	Détection du début et de la fin de la transition assis / debout	85
5.5.3	Vitesse angulaire du tronc	85
5.5.4	Angle d'inclinaison du tronc	87
5.5.5	Vitesse du centre de masse du buste	87
5.5.6	Énergie cinétique du tronc	87
5.6	Analyses statistiques	88
5.6.1	Détermination des constantes de l'algorithme de détection de mouvement	88
5.6.2	Comparaison des résultats	88
6	Validation de la mesure des données par centrale inertielle	91
6.1	Durée du lever de chaise	92
6.1.1	Algorithme de détection	92
6.1.2	Comparaison avec le système Vicon	93
6.2	Accélération de la centrale inertielle	95
6.2.1	Comparaison des courbes	95
6.2.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales	96
6.3	Vitesse angulaire du buste	99
6.3.1	Comparaison des courbes	100
6.3.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales	101
6.4	Angle d'inclinaison du buste	103
6.4.1	Comparaison des courbes	104
6.4.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales	105
6.5	Vitesse du centre de masse du buste	107
6.5.1	Comparaison des courbes	108
6.5.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales	110
6.6	Énergie cinétique du buste	113

6.6.1	Comparaisons des courbes	113
6.6.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales . . .	114
Conclusions		119
IV Score optimisé pour quantifier les performances fonctionnelles lors de la transition assis / debout : application à la comparaison de populations jeune, âgée et fragile		121
7	Comparaison des paramètres cinématiques et énergétiques mesurés lors du lever de chaise pour des populations jeunes, âgés et fragiles	123
7.1	Contexte	124
7.2	Matériels et méthodes	125
7.2.1	Participants à l'étude	125
7.2.2	Protocole expérimental	126
7.2.3	Traitement des données : paramètres considérés et analyses statistiques	127
7.3	Résultats et discussion	130
7.3.1	Durée de la transition assis / debout	132
7.3.2	Angle d'inclinaison du buste	134
7.3.3	Accélérations	134
7.3.4	Vitesse de rotation du buste	135
7.3.5	Vitesse de translation du centre de masse du buste	136
7.3.6	Énergie cinétique	136
7.4	Conclusion	137
8	Développement d'un score optimisé pour quantifier les capacités physiques lors du lever de chaise	139
8.1	Contexte	139
8.2	Méthode de calcul des scores et optimisation	140
8.2.1	Score de vieillissement : <i>AgingScore</i>	140
8.2.2	Score de fragilité : <i>FrailtyScore</i>	146
8.3	Stratégie du lever de chaise	146
8.4	Résultats et discussion	147
8.4.1	Performances de classification des paramètres	147
8.4.2	Sélection des paramètres optimisant les performances des scores	148

8.4.3	Calculs pratiques des scores	151
8.4.4	Analyse de la stratégie de lever	153
8.5	Conclusion	155
Conclusions		157
V Synthèse générale, conclusions et perspectives		159
Contributions scientifiques		165
Références bibliographiques		167

Liste des figures

1.1	Évolution de la proportion d'individus de plus de 65 ans dans la population française de 1946 à 2070 (source : Insee 2017, estimations de population) [1]	10
1.2	Trois trajectoires hypothétiques des capacités physiques (D'après l'OMS [2])	12
2.1	Plans anatomiques longitudinal, sagittal et transversal du corps humain (crédit : sci-sport.com)	19
2.2	Positionnement relatif d'un segment corporel s_1 et de son repère associé \mathcal{R}_1 par rapport à la salle et son repère associé \mathcal{R}_0	20
2.3	Coordonnées cartésiennes permettant de repérer la position du point A par rapport au repère \mathcal{R}_0 , exprimée dans la base $\mathcal{B}_0(\mathbf{i}_0, \mathbf{j}_0, \mathbf{k}_0)$	21
2.4	Orientation relative des bases \mathcal{B}_1 et \mathcal{B}_0 où \mathbf{i}' est l'intersection des plans $(O, \mathbf{i}_0, \mathbf{j}_0)$ et $(O, \mathbf{i}_1, \mathbf{j}_1)$	22
2.5	La vitesse de rotation du segment s_1 par rapport au repère \mathcal{R}_0 est un pseudovecteur dirigé par l'axe instantané de rotation \mathbf{n}	27
2.6	Modélisation ponctuelle du corps pour le calcul de l'énergie mécanique	31
2.7	Modélisation du corps par chaîne de segments indéformables	32
3.1	Catégorisation des technologies d'analyse du mouvement non-invasives, adapté de Zhou et Hu (2007) [3]	38
3.2	Analyse quantifiée de la marche sur une plateforme de capture du mouvement via un système optoélectronique avec marqueurs passifs	40

3.3	Caméra de profondeur Microsoft Kinect TM pour la capture et l'analyse du mouvement	41
3.4	Définition du repère local \mathcal{R}_l d'une centrale inertielle	46
3.5	Algorithme de Kalman indirect permettant d'estimer l'orientation d'une centrale inertielle	51
3.6	Outils de calibration adaptés pour identifier les axes anatomiques (a et b). Calibration centrale à segment de la cuisse (c et d) [4]	53
3.7	Schéma de principe de l'estimation de la position d'une centrale inertielle par double intégration (méthode de navigation à l'estime ou <i>dead-reckoning</i>)	54
4.1	Schéma de principe d'un scanner à absorption biphotonique à rayon X issu de Durkin et al. (2002) [5]	58
4.2	Exemple de scanner tri-dimensionnel à main (modèle Artec [®] MHT, artec3d.com)	60
4.3	Schéma de présentation du scanner multi-caméras composé de 18 appareils photos (RPis) et de quatre projecteurs proposé par Peyer et al. (2015) [6]	61
4.4	Schéma de positionnement des caméras Microsoft Kinect TM proposé par Clarkson et al. (2012) [7] pour effectuer un scan tri-dimensionnel du corps humain complet	62
5.1	Description des phases de la transition assis / debout définies par Schenkman et al. [8] et Kralj et al. [9] (figure modifiée par Chorin [10])	71
5.2	Sangle fournie par APDM pour la fixation de la centrale inertielle sur le sternum du sujet	73
5.3	Positionnement des marqueurs sur les points anatomiques et de la centrale inertielle sur le sternum	74
5.4	Sujet équipé des marqueurs et de la centrale inertielle	74
5.5	Définitions des différents repères de l'étude	76
5.6	Modèle cinématique simplifié de la transition assis / debout pour le calcul de la vitesse du centre de masse du buste	83
5.7	Positionnement et dénomination des marqueurs positionnés sur la centrale inertielle fixée sur le buste	85
6.1	Exemple d'utilisation de l'algorithme de détection de mouvement lors du lever de chaise basé sur les données de la centrale inertielle	93

6.2	Bland-Altman comparant les durées du lever de chaise (T_{lever}) mesurées à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	94
6.3	Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de l'accélération de la centrale inertielle pour un essai à chaque rythme	96
6.4	Bland-Altman comparant les moyennes de l'accélération de la centrale inertielle ($\bar{a}_{C \in c/0}$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	97
6.5	Bland-Altman comparant les maximums de l'accélération de la centrale inertielle ($M(a_{C \in c/0})$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	99
6.6	Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de la vitesse de rotation du buste pour un essai à chaque rythme	100
6.7	Bland-Altman comparant les moyennes de la vitesse de rotation du buste ($\bar{\omega}_{b/0}$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	102
6.8	Bland-Altman comparant les maximums de la vitesse de rotation du buste ($M(\omega_{b/0})$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	103
6.9	Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de l'inclinaison du buste pour un essai à chaque rythme	104
6.10	Bland-Altman comparant les moyennes de l'inclinaison du buste ($\bar{\theta}_b$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	106
6.11	Bland-Altman comparant les maximums de l'inclinaison du buste ($M(\theta_b)$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	107
6.12	Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de la vitesse du centre de masse du buste pour un essai à chaque rythme	109
6.13	Résultats typiques obtenus pour la mesure de la vitesse du centre de masse du buste pour un essai à rythme normal. La courbe bleue correspond au résultat obtenu avec la méthode décrite dans l'étude alors que la courbe verte correspond à une intégration de l'accélération sur la fenêtre d'enregistrement sans correction.	110
6.14	Bland-Altman comparant les moyennes de la vitesse du CoM du buste ($\bar{v}_{G_b \in b/0}$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	111

6.15	Bland-Altman comparant les maximums de la vitesse du CoM du buste ($M(v_{G_b \in b/0})$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	112
6.16	Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de l'énergie cinétique du buste pour un essai à chaque rythme	113
6.17	Bland-Altman comparant les moyennes de l'énergie cinétique du buste (\bar{E}_c) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	115
6.18	Bland-Altman comparant les maximums de l'énergie cinétique du buste ($M(E_c)$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence	116
7.1	Rappel du repérage utilisé pour l'analyse du mouvement de la transition assis / debout	127
7.2	Résultats des comparaisons de paramètres entre les groupes jeunes, âgés et fragiles	132
8.1	Exemple de courbes ROC d'un classificateur aléatoire à gauche et d'un classificateur parfait à droite	141
8.2	Algorithme permettant d'extraire par optimisation de la discrimination les paramètres décrivant l'effet de l'âge et permettant de calculer le <i>AgingScore</i>	145
8.3	Performance du score de vieillissement en fonction du nombre a de paramètres considérés dans l'algorithme	149
8.4	Performance du score de fragilité en fonction du nombre f de paramètres considérés dans l'algorithme	149
8.5	Courbe ROC moyenne (ligne foncée) et limites d'écart-type (zone ombrée) quantifiant la performance du score de vieillissement pour les 1000 randomisation avec $A = 5$	150
8.6	Courbe ROC moyenne (ligne foncée) et limites d'écart-type (zone ombrée) quantifiant la performance du score de fragilité pour les 1000 randomisation avec $F = 7$	151
8.7	Positionnement des <i>AgingScore</i> des sujets jeunes et âgés sains inclus dans l'étude sur une échelle allant de 0 à 100 . .	153
8.8	Positionnement des <i>FrailtyScore</i> des sujets âgés sains et fragiles inclus dans l'étude sur une échelle allant de 0 à 100 . .	153

8.9	Médianes (lignes foncées), 1 ^{er} et 3 ^{ème} quartiles (limites inférieure et supérieure des zones ombrées) des paramètres retenus pour chaque groupe représentés dans une figure radar. Les données sont normalisées par les valeurs médianes du groupe de jeunes sains	154
8.10	Rapports de circularité pour chaque groupe présentés dans des diagrammes boîtes. Les évolutions entre groupes ont été analysées à l'aide du test de Mann-Whitney. « * » représente une différence significative entre deux groupes alors que « NS » spécifie que la différence est non significative	155
8.11	Objectif à terme : exemple fictif de suivi d'un individu au cours de sa vie via le <i>AgingScore</i> puis le <i>FrailtyScore</i> à partir de 65 ans	164

Liste des tableaux

5.1	Données morphologiques des sujets inclus dans l'étude de validation des paramètres cinématiques et énergétiques lors du lever de chaise	72
5.2	Points anatomiques utilisés pour l'emplacement des marqueurs passifs du système optoélectronique Vicon	75
5.3	Coordonnées des vecteurs \mathbf{u}_{HC} et \mathbf{u}_{HG_b} exprimées dans \mathcal{B}_0 en fonction de la longueur du tronc l_t	82
5.4	Masse du buste en fonction de masse totale du corps d'après Dumas et al. [11]	84
5.5	Données anthropométriques de la position du centre de masse du buste dans \mathcal{R}_b issues de Dumas et al. [11]	87
5.6	Données anthropométriques de la matrice d'inertie du buste issues de Dumas et al. [11]	88
6.1	Valeurs des paramètres utilisés dans l'algorithme de détection du mouvement à l'aide des capteurs de la centrale inertielle	92
6.2	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les durées du lever estimées à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	95
6.3	Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (r) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (nRMSE) entre les courbes de l'accélération mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme	96

6.4	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de l'accélération de la centrale estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	98
6.5	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les maximums de l'accélération de la centrale estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	99
6.6	Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (r) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (nRMSE) entre les courbes de la vitesse de rotation du buste mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme	101
6.7	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de la vitesse de rotation du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	102
6.8	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les maximums de la vitesse de rotation du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	103
6.9	Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (r) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (nRMSE) entre les courbes de l'inclinaison du buste mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme	105
6.10	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de l'inclinaison du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	106
6.11	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre le maximums de l'inclinaison du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	107

6.12	Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (r) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (nRMSE) entre les courbes de la vitesse du CoM du buste mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme	109
6.13	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de la vitesse du CoM du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	111
6.14	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les maximums de la vitesse du CoM du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	112
6.15	Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (r) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (nRMSE) entre les courbes de l'énergie cinétique du buste mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme	114
6.16	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de l'énergie cinétique du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	115
6.17	Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les maximums de l'énergie cinétique du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme	116
7.1	Caractéristiques des sujets participants à l'étude	125
7.2	Échelle de fragilité clinique de Rockwood [12]	126
7.3	Pour chaque groupe, moyennes et écart-types des paramètres évalués lors de la transition assis / debout. Les valeurs p des tests de Mann-Whitney sont également données entre sujets jeunes et âgés sains et entre sujets âgés sains et fragiles.	133
8.1	Performance de chaque paramètre d'après l'aire sous la courbe ROC (AUC) pour classifier jeunes sains / âgés sains (triés par ordre décroissant)	147

8.2	Performance de chaque paramètre d'après l'aire sous la courbe ROC (AUC) pour classifier âgés sains / âgés fragiles (triés par ordre décroissant)	147
8.3	Poids de chaque paramètre pour le calcul du <i>AgingScore</i> d'un nouveau sujet	152
8.4	Poids de chaque paramètre pour le calcul du <i>FrailtyScore</i> d'un nouveau sujet	152

Remerciements

Ce travail de thèse n'aurait pas été possible sans l'aide et le soutien de nombreuses personnes que je souhaite remercier ici.

Tout d'abord, je souhaite montrer ma gratitude envers Raphaël Dumas et Philippe Pudlo d'avoir accepté d'évaluer ce travail en tant que rapporteurs. Merci également à Laetitia Fradet, Kiyoka Kinugawa et Catherine Marque de juger ce travail lors de la soutenance.

Je tiens particulièrement à remercier mon directeur de thèse, Frédéric Marin, pour son encadrement et ses conseils avisés. Merci également pour la confiance accordée tout au long de cette thèse. Je remercie également Khalil Ben Mansour, co-encadrant de cette thèse avec qui les échanges sont toujours instructifs. Merci de m'avoir aidé par tes compétences. Merci à vous deux de m'avoir accueilli dans des conditions de travail idéales.

Ce projet a été réalisé au sein du laboratoire de Biomécanique et Bioingénierie de l'Université de Technologie de Compiègne, au sein de l'équipe C2MUST. Je remercie les membres du laboratoire pour leurs discussions souvent enrichissantes. Merci également de m'avoir donné l'opportunité de découvrir la biomécanique sous ces différents aspects.

Je souhaite également vivement remercier l'ensemble des participants aux expérimentations sans lesquels ce travail aurait été impossible. Merci également à Adrien Letocart de m'avoir permis d'augmenter le nombre de participants en m'intégrant au sein de son projet. Merci à Kiyoka Kinugawa d'avoir permis l'étude sur patients fragiles et de m'avoir accueilli à l'hôpital Charles Foix dans le cadre du projet.

Je souhaite également remercier l'ensemble de mes collègues et amis avec qui j'ai partagé ces trois dernières années : Clint, Pierre, Adrien, Mélissa, Milène, Lise, Jolanthe, Félix, Loubna, Sarah, Jérémy, Quentin, Inès, Malek, Ahmed et Rédouane. La vie au laboratoire n'aurait pas la même saveur sans

vous tous.

Je remercie aussi ma compagne, Yi qui est toujours là pour me soutenir. Merci à toi d'être là dans les bons et les mauvais moments, d'apporter la joie au quotidien. Enfin, merci à mes parents et ma sœur pour votre soutien, votre aide et l'équilibre que vous apportez à ma vie.

Notations mathématiques

Notations	Significations
x	Variable scalaire
\mathcal{R}_k	Repère géométrique constitué d'une origine et d'une base
\mathcal{B}_k	Base orthonormée directe associée au repère \mathcal{R}_k
\mathbf{v}	Vecteur colonne
$ \mathbf{v} $	Norme du vecteur \mathbf{v}
$\dot{\square}$	Dérivée temporelle d'une variable quelconque
\mathbf{u}_{AB}	Vecteur euclidien allant du point A au point B
\mathbf{p}_A	Position du point A par rapport au repère globale \mathcal{R}_0
$\mathbf{w}^{(k)}$	Vecteur \mathbf{w} exprimé dans la base \mathcal{B}_k
A	Matrice
$R_{k/l}$	Matrice d'orientation (ou de rotation) de la base \mathcal{B}_l par rapport à la base \mathcal{B}_k
$\mathbf{q}_{k/l}$	Quaternion d'orientation de la base \mathcal{B}_l par rapport à la base \mathcal{B}_k

Première partie
Introduction générale

Deux des problématiques de santé majeures que l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) et l'Union Européenne (UE) ont identifiées dans le cadre de l'allongement de l'espérance de vie, notamment à travers le programme « More Years, Better Lives », sont le bien-être et le bien-vieillir. L'activité physique et sportive est un élément de réponse clef, particulièrement en ce qui concerne l'homéostasie et le maintien des capacités physiques et cognitives. Une activité régulière au cours de la vie permet de réduire les risques d'affections et prolonge la durée de vie en bonne santé. D'autre part, l'activité physique doit être suivie, notamment pour les personnes à risque. Ainsi, dans une problématique de santé publique, il est nécessaire de mesurer quantitativement les capacités physiques des individus aux cours de leur vie pour proposer et monitorer une activité physique adaptée.

Les solutions pour quantifier les capacités physiques sur la base de l'analyse du mouvement des individus sont bien établies en biomécanique, avec des applications aussi bien dans le domaine clinique que le domaine sportif. Cependant, les techniques utilisées actuellement restent bien souvent « lourdes » et relativement invasives en situation réelle pour l'individu. C'est pour cela que les tests cliniques ne sont pas ou peu quantifiés actuellement et que les évaluations se font dans des laboratoires dédiés. Par conséquent, ces dernières sont réservées à des utilisations spécifiques (suivi d'élites sportives par exemple).

En parallèle, les capteurs magnétiques et inertiels offrant la possibilité de mesurer certains paramètres cinématiques se sont largement démocratisés du fait principalement de leur miniaturisation aussi bien au niveau des instruments de mesure, du stockage de l'énergie ou de la transmission de l'information. Ces modules permettent de mesurer des variations de mouvement comme la vitesse angulaire ou l'accélération mais ne permettent pas d'accéder facilement à la position. Classiquement, les analyses du mouvement en laboratoire sont faites à l'aide de caméras travaillant en collaboration

dont le traitement par ordinateur permet de recréer un environnement tridimensionnel. Cette technologie, dite par stéréophotogrammétrie peut être mise en analogie avec le principe de la vision humaine. Chaque œil peut s'apparenter à une caméra qui enregistre des images planes que le cerveau (l'ordinateur) va interpréter pour reconstruire la dimension de profondeur. Les capteurs magnéto-inertiels ont une technologie de mesure du mouvement très différente. Ces capteurs se rapprochent plus du sens de d'équilibreception. En effet, l'oreille interne est constituée de canaux semi-circulaire et d'organes otolithiques capables de mesurer des variations de mouvements angulaires et linéaires comme le feraient des capteurs magnéto-inertiels mais incapables d'informer sur la position dans l'espace [13].

Depuis le début des années 2010, les capteurs magnéto-inertiels sont à la base des objets dit « connectés » et se retrouvent au quotidien dans les smartphones, tablettes ou voitures. Leurs fonctions sont longtemps restées assez basiques : déclenchement d'airbag, rotation d'écran, détection de mouvement, comptage de pas etc. Cependant, depuis quelques temps, notamment grâce à la fusion de données multi-capteurs qui permet d'obtenir l'orientation dans l'espace, les opportunités de mesure augmentent. Dans des versions dédiées à l'analyse du mouvement ambulatoire, ces capteurs sont intégrés dans un boîtier commun appelé centrale inertielle capable d'enregistrer des données pendant plusieurs heures. La miniaturisation, le développement des communications à distance, du stockage de l'énergie et de l'information ont permis une utilisation de plus en plus fréquente de ces centrales dans les études biomécaniques. En effet, elles offrent la possibilité de faire des mesures non-invasives, en situation écologique et à faible coût. Les concepteurs proposent de plus en plus des outils clefs en mains permettant par exemple d'étudier la marche ou même de reconstruire les mouvements des segments corporels via des modèles cinématiques articulés.

Les centrales inertielles autorisent donc de nouveaux usages et de nouvelles pratiques, mais leurs utilisations pour la santé, la gérontechnologie ou le coaching sportif virtuel restent mal maîtrisées et encore brouillonnes et nécessitent une validation rigoureuse. D'autre part, bien que très performantes du point de vue de la mesure, ces centrales inertielles ont un usage très limité pour la détermination des capacités physiques car il n'y a pas de formalisme rigoureux et solide.

Ce manuscrit de thèse se compose de trois parties principales. Dans la première partie, un travail d'état de l'art a été mené. L'objectif de cette partie est de présenter les méthodes actuelles pour quantifier les capacités physiques, en particuliers en gériatrie. Une section sera dédiée aux méthodes

actuelles de quantification ambulatoire de ces tests. Ensuite, la théorie mathématique pour décrire le mouvement humain et les outils disponibles actuellement seront présentés afin de mettre en avant les opportunités des centrales inertielles pour les mesures cliniques ambulatoires.

Dans la seconde partie, l'analyse du mouvement lors de la transition assis / debout à l'aide d'une centrale inertielle sera validée. Ce mouvement a été choisi car il est fréquemment réalisé et s'avère compliqué à réaliser pour des personnes dont les capacités physiques diminuent. De plus, l'objectif de cette partie est de proposer un maximum de descripteurs en gardant un protocole de mesure le plus simple possible afin de le rendre utilisable en routine.

Enfin, dans une troisième partie, trois populations différentes seront comparées via l'analyse du mouvement lors de la transition assis / debout. Le premier groupe est constitué d'individus jeunes et en bonne santé, le second d'individus âgés et déclarés en bonne santé physique après visite médicale et enfin, le troisième est constitué d'un panel de sujets âgés classés comme fragiles. Outre la comparaison, l'objectif de cette dernière partie est aussi de proposer une méthode d'analyse et de scoring simple afin de quantifier les capacités physiques rapidement.

Deuxième partie

État de l'art

Chapitre 1

Cadre générale de la thèse

Sommaire

1.1 Le vieillissement de la population	9
1.2 La santé des seniors	11
1.3 Les tests d'évaluation clinique des capacités physiques	13
1.3.1 Le test timed up and go	13
1.3.2 Le test du lever de chaise	13
1.3.3 Quantification des résultats	14

1.1 Le vieillissement de la population

Le vieillissement de la population est un phénomène mondial qui touche un grand nombre de pays. En France, l'espérance de vie moyenne est passée de 48 ans en 1900 à 82,7 ans en 2015, ce qui constitue une augmentation de 70 % en l'espace d'un peu plus d'un siècle [14]. L'allongement de la durée de vie alliée à l'avancée en âge des générations du baby-boom post seconde guerre mondiale induit un vieillissement de la population française. Ainsi, le nombre de personnes de plus de 65 ans représente, au 1^{er} janvier 2016, 18,8 % de la population, soit une progression de 3,7 points sur les vingt dernières années [14].

Les estimations moyennes de l'INSEE prévoient une augmentation du nombre d'habitants en France de 65,8 millions en 2013 à 76,4 millions en 2070 [1]. Dans le scénario proposé, les personnes âgées de plus de 65 ans passeront

de 11,5 millions en 2013 à 21,9 millions en 2070, soit une augmentation de 90,6 %. Cette augmentation se fera essentiellement au cours des vingt-sept prochaines années avec une augmentation de 8 points de la proportion de personnes de plus de 65 ans (figure 1.1). Lors des trente années suivantes, la proportion augmentera seulement de 3 points.

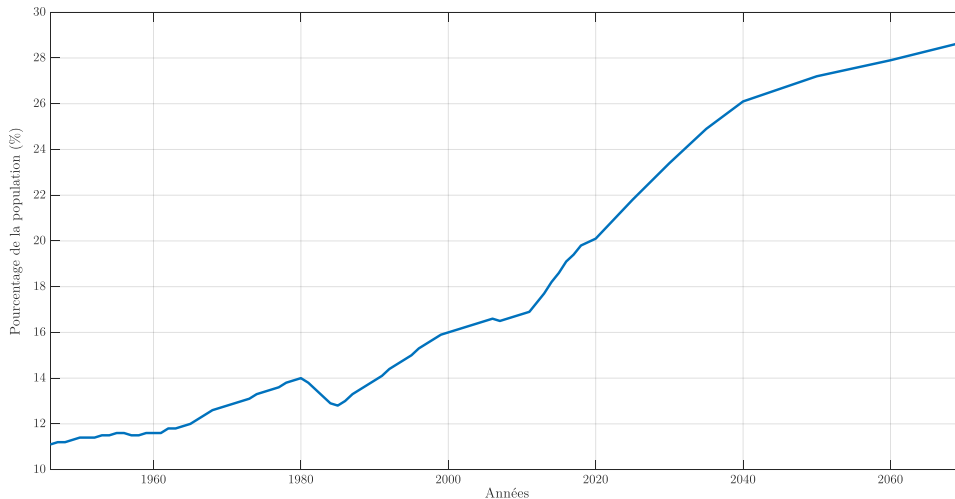


FIGURE 1.1 – Évolution de la proportion d’individus de plus de 65 ans dans la population française de 1946 à 2070 (source : Insee 2017, estimations de population) [1]

Ce phénomène démographique est généralisable à l’échelle planétaire. En 2015, 125 millions d’individus sont âgés de plus de 80 ans. D’ici à 2050, il y aura environ 434 millions d’individus dans cette tranche d’âge. À titre d’exemple, la Chine comptera environ 120 millions d’octogénaire sur son seul sol [15]. En outre, la vitesse du phénomène s’accroît. Alors que la France a eu près de 150 ans pour s’adapter à une augmentation de 10 % à 20 % de la proportion de personnes de plus de 60 ans, la Chine, le Brésil ou l’Inde n’auront qu’une vingtaine d’année pour s’accommoder [2].

Le vieillissement annoncé de la population aura des conséquences sur les sociétés dans les domaines de l’économie, de l’alimentation, des transports mais constituera également un enjeu de santé public. D’après le modèle PROMEDE, les dépenses totales de santé pourraient passer de 9,0 % du PIB en 2013 à 11,5 % du PIB en 2060 [16]. Cette augmentation sera principalement due à une hausse des affections de longue durée qui touchent essentiellement les personnes de plus de 65 ans.

1.2 La santé des seniors

Le vieillissement humain est un processus qui se caractérise par une diminution générale des capacités physiques et cognitives (appelées capacités intrinsèques), une réduction des ressources physiologiques et un risque accru de diverses maladies [2]. Cette évolution progressive n'est pas constante et n'est pas nécessairement associée à l'âge chronologique de la personne [2]. En effet, les modifications dues au vieillissement sont fortement influencées par l'environnement et le mode de vie.

Le vieillissement implique une baisse des capacités intrinsèques chez tout être humain. Ces modifications implicites affectent directement les fonctions de mouvement, les fonctions sensorielles, les fonctions cognitives, la sexualité, la fonction immunitaire et les fonctions de peau [2]. Les capacités motrices en particulier sont affectées par la dégénérescence du système musculo-squelettique. En effet, la perte de masse musculaire, la diminution de la densité osseuse, l'altération du cartilage articulaire affectent le mouvement. Dans la pratique, cela se traduit par une diminution, par exemple, de la vitesse de marche [2] ou du nombre de levers de chaise dans la journée [17].

Les problèmes de santé de longue durée sont fortement corrélés aux capacités intrinsèques. Les maladies affectant les seniors sont en grande majorité non transmissibles : perte auditive, lombalgies, cervicalgies, troubles dépressifs, diabète, maladie d'Alzheimer, arthrose, etc. [2]. D'autres problèmes de santé, souvent appelés « syndromes gériatriques » peuvent également apparaître : la fragilité, la chute et l'incontinence. Les chutes sont essentiellement provoquées par la baisse des capacités physiques. Elles touchent 10 à 25 % des personnes âgées de plus de 65 ans [18] et interviennent lors d'activités quotidiennes. Les conséquences sur l'individu sont négatives avec notamment, un taux de mortalité élevé dans l'année favorisé par la perte d'indépendance et d'autonomie [18]. La fragilité, elle aussi, est étroitement liée aux pertes des capacités intrinsèques. Elle se définit comme une régression progressive des systèmes physiologiques liée à l'âge. Ce qui entraîne une diminution des réserves de capacités intrinsèques, induisant une extrême vulnérabilité aux facteurs de stress et augmentant le risque d'une série d'effets négatifs sur la santé [19]. La fragilité touche 17 % des personnes de 65 ans et plus [2]. Elle accroît sensiblement le risque de maladies et le taux de mortalité [19].

Ainsi, l'individu doit garder de bonnes capacités physiques au cours de sa vie pour réduire le risque d'affection, c'est-à-dire de bonnes capacités de

force, d'endurance, de souplesse et de coordination des mouvements. L'organisation Mondiale de la Santé a identifié plusieurs évolutions possibles qui dépendent de l'individu [2]. Sur la figure 1.2, trois évolutions différentes sont présentées. Lorsque les capacités physiques de la personne suivent une trajectoire optimale, la courbe reste élevée jusqu'à la fin de vie. La trajectoire interrompue montre l'évolution d'un individu qui, à un moment de sa vie, aurait vécu un événement provoquant une perte brutale de capacités. Par la suite, il a pu récupérer en partie ses capacités avant de retomber dans une dégradation progressive. Les traits en pointillés montrent d'autres évolutions possibles après une perte brutale de capacités physiques. En effet, une évolution plutôt qu'une autre peut dépendre par exemple d'un accès à la rééducation ou aux soins. Enfin, la trajectoire déclinante montre une diminution linéaire des capacités. Cette évolution pourrait également être modifiée positivement à l'aide d'un changement de comportement (activité physique plus régulière, nutrition mieux adaptée, etc.) ou d'un meilleur accès aux médicaments. Finalement, la figure 1.2 montre l'importance d'évaluer les capacités physiques de l'individu au cours de sa vie afin de proposer des adaptations et ainsi optimiser au mieux la trajectoire. Cela aura pour effet direct de limiter les risques d'affections de longue durée associés à la perte des capacités et ainsi garantir un meilleur vieillissement à l'individu.

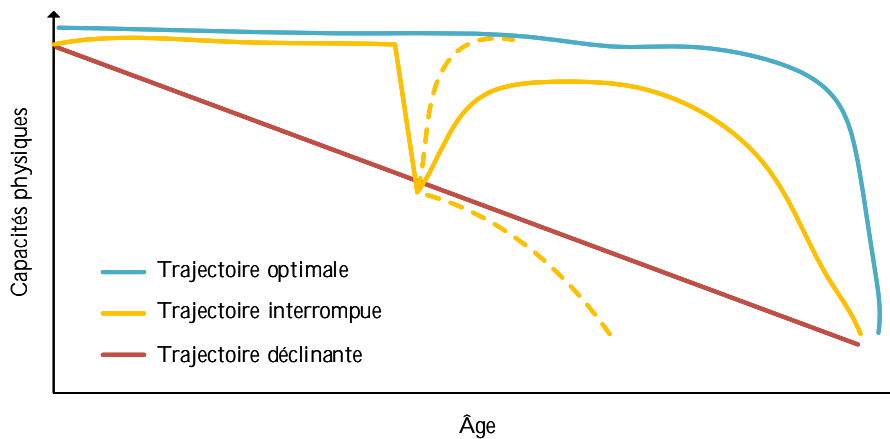


FIGURE 1.2 – Trois trajectoires hypothétiques des capacités physiques (D'après l'OMS [2])

1.3 Les tests d'évaluation clinique des capacités physiques

Actuellement, les capacités physiques de l'individu sont évaluées en clinique à l'aide de tests dont les principaux sont le timed-up and go et le lever de chaise.

1.3.1 Le test timed up and go

Le test timed-up and go évalue les capacités physiques en observant le patient lors de la transition assis-debout, de la marche et du changement de direction. Il a pour but de déterminer la stabilité du patient et ses capacités motrices. Le clinicien demande au patient de se lever d'une chaise, de marcher sur trois mètres, de faire demi-tour sur place, de revenir en direction de la chaise, de la contourner puis enfin, de se rasseoir. Ce test a été proposé par Mathias et al. [20] et amélioré par Podsiadlo et Richardson [21] avec notamment, la prise en compte de la durée du test.

Le temps mis pour faire le parcours constitue le résultat du test [22][18]. En effet, la lenteur reflète les problèmes de stabilité et d'autonomie. En particulier, le risque de chute est corrélé à la vitesse d'exécution du test. Cependant, la valeur seuil de la durée distinguant les personnes à risque varie grandement selon les études [22]. De ce fait, les observations du praticien sont parfois utilisées en complément lors du test afin de définir un score lié à la stabilité. Par exemple, Rivier propose un tableau de notation qualitatif permettant de définir un score à trois niveaux [23].

Il est également à noter que les conditions de réalisation du test peuvent varier. En effet, le type de chaise, les instructions du praticien sur la vitesse de marche, la longueur de la phase de marche sont autant de paramètres susceptibles d'influer les résultats du test.

1.3.2 Le test du lever de chaise

Le test du lever de chaise (ou *Sit-to-Stand Test* (SiSt) en anglais) a pour but d'évaluer une action couramment réalisée dans la vie quotidienne et considérée comme l'étape la plus difficile du test timed-up and go [24]. La transition posturale assis/debout caractérise, en particulier, la force musculaire produite par les membres inférieurs. Elle nécessite un déplacement globalement vertical du centre de gravité qui passe par une position instable [25]. Le lever de chaise requière donc un bon équilibre et suffisamment de

force et puissance musculaire [26]. Ces paramètres traduisent la capacité motrice des membres inférieurs. Dans la littérature, ce test se retrouve sous deux formes différentes : le lever de chaise « répétitif » ou « non répétitif ».

Le SiSt répétitif consiste à faire effectuer au patient un certain nombre de levers de chaise le plus rapidement possible. Il a été proposé pour la première fois avec dix répétitions par Csuka et McCarty [27]. Quelques années plus tard, Guralnik et al. ont diminué le nombre de répétitions à cinq [28], ce qui demeure le standard en clinique. Le temps mis par le patient âgé à réaliser les répétitions permet d'évaluer sa condition physique, son contrôle postural et son équilibre. L'objectif clinique est souvent d'estimer le risque de chute de l'individu. L'équilibre et la force peuvent également être mesurés par la réalisation du plus grand nombre de levers de chaise en 30 secondes. Lorsque le sujet ne parvient pas à dépasser un certain nombre de transitions, le test révèle une déficience au niveau des muscles des membres inférieurs.

Le SiSt non répétitif consiste à réaliser une seule transition assis/debout. Ce test a l'avantage de déterminer les capacités physiques tout en diminuant la charge physique demandée. Ainsi, pour les personnes âgées, les risques associés sont réduits. Cependant, il n'existe aucun consensus sur le protocole à adopter. En effet, il n'existe aucun standard concernant les instructions à donner au sujet (position du corps, utilisation des bras, position des pieds, vitesse d'exécution, etc.) ou le matériel à utiliser (hauteur de chaise, présence d'un dossier ou d'accoudoirs, etc.). D'autre part, l'évaluation du test est principalement qualitative. Seul le temps pour réaliser le mouvement, paramètre global, est quantifié. Actuellement, les études montrent la nécessité de standardiser le test de lever de chaise non répétitif [29]. D'autre part, la quantification de la mesure via des paramètres pertinents pourrait permettre de différencier des populations [26].

1.3.3 Quantification des résultats

Actuellement, ces différents tests des capacités motrices sont très peu quantifiés dans le cadre clinique. Cependant, des recherches ont été menées dans le but de développer des outils de quantification employant des technologies faciles d'accès et peu onéreuses.

En 2015, l'équipe de Sprint et al. [30] a fait un panorama complet des méthodes de quantifications par analyse du mouvement du test de timed-up and go. Cette étude recense un grand nombre de contributions scientifiques ayant pour but de proposer une aide au diagnostic clinique. Pour la quanti-

cation du test de timed-up and go, la plupart des études s'intéresse surtout à la détection des différentes phases du test et à l'analyse des risques de chutes ou de détection de la maladie de Parkinson via les signaux issus des capteurs. Peu d'approches tentent de déterminer les données cinématiques du patient. En 2010, Greene et al. ont utilisé des centrales inertielles sur le tronc et les jambes pour déterminer des paramètres lors de la phase de marche tels que la cadence de pas, la durée du double appui, etc. [31]. Cependant, ils ne s'intéressent pas aux phases de transition assis/debout puis debout/assis. Salarian et al. s'y intéressent mais ne prennent en compte que le maximum et la moyenne de la vitesse angulaire lors de ces phases [32].

Pour le test du lever de chaise, de nombreux paramètres issus de centrales inertielles semblent être significatifs pour évaluer les performances fonctionnelles [26]. Ces paramètres peuvent être de différentes natures : temporel, accélération linéaire, vitesse angulaire, fréquentiel, etc. Ils sont souvent directement issus du capteur utilisé et ne décrivent donc que partiellement la cinématique du mouvement du patient. De plus, il n'y a aucun consensus concernant l'évaluation des paramètres. Les auteurs développent souvent leur propre méthode, ce qui rend les études difficilement comparables [26]. En effet, il existe peu de validation des données mesurées par les capteurs ambulatoires à l'aide d'un système de référence. De plus, les études se sont principalement intéressées à évaluer des caractéristiques cinématiques ou dynamiques. Or, la quantification de l'énergie mécanique a été suggérée comme une alternative pour l'investigation de la stratégie de mouvement et donc des capacités physiques [33]. Il n'existe pas non plus de score associé au test de lever. L'emplacement et le type de capteur sont aussi sujets à discussion [26].

Par ailleurs, le lien entre les risques de chutes et les résultats des tests a été remis en question [34] [35]. Par conséquent, il est nécessaire de développer de nouveaux outils pour quantifier les déficits physiques chez les séniors. De plus, le suivi des capacités physiques tout au long de l'existence apparaît comme essentiel pour optimiser la courbe individuelle de la figure 1.2. Or, la mesure des capacités physiques peut se faire par l'analyse de la cinématique et de l'énergétique du corps lors de tests. Dans la suite, un formalisme de la théorie du mouvement sera développée pour présenter la cinématique et l'énergie mécanique du corps humain afin de définir les besoins en terme de mesure ambulatoire.

Chapitre 2

Modélisation mathématique du mouvement humain

Sommaire

2.1 Cinématique des segments humains	17
2.1.1 Référentiel et repère	18
2.1.2 Définition d'un solide indéformable	18
2.1.3 Repérage d'un segment corporel dans l'espace	18
2.1.4 Vitesse de rotation d'un segment	26
2.1.5 Vitesse d'un point appartenant à un solide	28
2.1.6 Accélération d'un point appartenant à un solide	29
2.2 Énergie mécanique du corps humain	30
2.2.1 Modèle ponctuel	30
2.2.2 Modèle par chaîne de solides articulés	32
2.3 Bilan	36

Les capacités physiques peuvent être quantifiées par l'analyse de la stratégie de mouvement. L'analyse du mouvement humain est une thématique vaste de la biomécanique. Ce chapitre développera la théorie mathématique des solides indéformables permettant de calculer la cinématique et l'énergétique des segments corporels.

2.1 Cinématique des segments humains

L'étude de la cinématique des segments humains consiste à s'intéresser à la position, à la vitesse et à l'accélération des segments mais également

leur orientation et leur vitesse de rotation.

2.1.1 Référentiel et repère

L'étude des mouvements des corps nécessite la mise en place d'un référentiel. Un référentiel en mécanique est l'association d'un repère spatial et d'une origine des temps.

Un repère se compose d'un point origine et d'une base orthonormée directe de telle sorte que n'importe quel point de l'espace peut être défini sans ambiguïté dans ce repère. Une position est définie pour un instant donnée. Celui-ci dépend de l'origine de temps choisie.

Il est possible d'imaginer une infinité de référentiels possibles. Cependant, il existe des référentiels particuliers, appelés référentiels galiléens. La première loi de Newton (ou principe d'inertie) définit un référentiel galiléen comme un référentiel où tout corps ponctuel, en l'absence de force extérieure, perdure dans un mouvement rectiligne uniforme.

Par la suite, il sera nécessaire de définir un référentiel associé à la salle du laboratoire en créant un repère associé à la salle et une origine des temps. Un tel référentiel, dit « terrestre » ou « global », tourne autour de l'axe de la Terre et autour du soleil. De ce fait, un point matériel soumis à aucune force extérieure n'est pas, en toute rigueur, en mouvement de translation rectiligne. Le repère terrestre n'est donc pas galiléen. Cependant, pour des expériences de courte durée (quelques minutes) et pour des objets proches de la Terre, le référentiel terrestre peut être considéré comme galiléen.

2.1.2 Définition d'un solide indéformable

En biomécanique du mouvement, les segments du corps sont souvent modélisés par des solides dit « indéformables ». Un solide indéformable s est caractérisé par un ensemble de points. La distance entre deux points quelconques de cet ensemble est invariable au cours du temps :

$$\forall t, \forall P \in s, \forall Q \in s, |\mathbf{u}_{PQ}| = \text{cste} \quad (2.1)$$

2.1.3 Repérage d'un segment corporel dans l'espace

Afin d'étudier le mouvement d'un ensemble de solides indéformables comme les segments du corps humains, il est nécessaire de leur associer chacun un repère, c'est-à-dire un point particulier qui sera l'origine et une base orthonormée directe. Il est possible de définir un repère à l'aide de trois

points. En biomécanique, ces trois points peuvent être construits à l'aide de points anatomiques. On définit souvent les axes des repères dans les plans longitudinal, sagittal et transversal (figure 2.1). Par exemple, pour définir le repère de l'avant-bras, Dumas et al. proposent d'utiliser le centre articulaire du coude et les styloïdes radiale et ulnaire [11]. Outre les repères de chaque segment étudié, un repère supplémentaire fixe sera associé à la salle dans laquelle le sujet se situe.

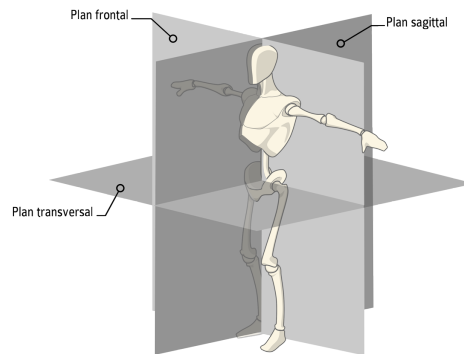


FIGURE 2.1 – Plans anatomiques longitudinal, sagittal et transversal du corps humain (crédit : sci-sport.com)

Un solide indéformable et son repère associé sont parfaitement équivalents. Il est possible de parler indifféremment du repère ou du solide associé. Paramétrer un segment dans l'espace de la salle consiste donc à connaître la position de l'origine du repère associé au segment dans le repère de la salle et l'orientation entre les bases de ces repères.

Position d'un segment dans l'espace

Soit \mathcal{R}_0 le repère global fixe associé à la salle où se situe le sujet et \mathcal{R}_1 le repère associé à un segment corporel quelconque du sujet. \mathcal{R}_0 a pour origine O et pour base $\mathcal{B}_0(\mathbf{i}_0, \mathbf{j}_0, \mathbf{k}_0)$. De manière analogue, l'origine et la base de \mathcal{R}_1 sont A et $\mathcal{B}_1(\mathbf{i}_1, \mathbf{j}_1, \mathbf{k}_1)$ (figure 2.2).

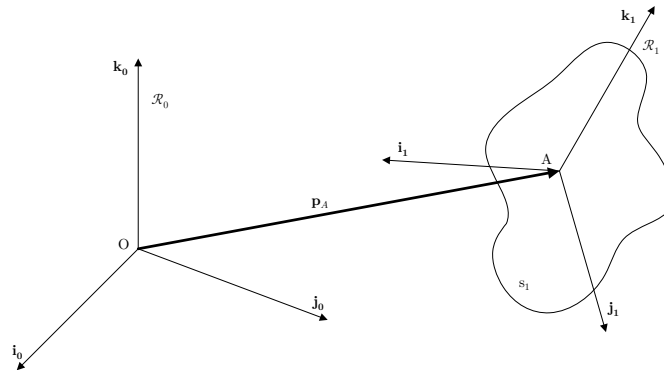


FIGURE 2.2 – Positionnement relatif d'un segment corporel s_1 et de son repère associé \mathcal{R}_1 par rapport à la salle et son repère associé \mathcal{R}_0

La position de A dans le repère \mathcal{R}_0 de la salle est définie par le vecteur position \mathbf{u}_{OA} , noté \mathbf{p}_A . Dans l'espace tridimensionnel, ce vecteur est parfaitement défini par trois paramètres qui sont appelés les coordonnées du point A . Il existe principalement trois types de coordonnées équivalentes : cartésiennes, cylindriques et sphériques. Les deux derniers ne seront pas présentés ici car ne seront pas utilisés par la suite.

En coordonnées cartésiennes, dans la base \mathcal{B}_0 , la position de A est paramétrée par le triplet $(x_{A_0}, y_{A_0}, z_{A_0})$ (figure 2.3) :

$$\mathbf{p}_A = x_{A_0} \cdot \mathbf{i}_0 + y_{A_0} \cdot \mathbf{j}_0 + z_{A_0} \cdot \mathbf{k}_0 \quad (2.2)$$

Il est également possible d'écrire ce triplet sous la forme d'un vecteur colonne en spécifiant, en indice, la base d'expression des composantes :

$$\mathbf{p}_A^{(0)} = \begin{bmatrix} x_{A_0} \\ y_{A_0} \\ z_{A_0} \end{bmatrix}_0 \quad (2.3)$$

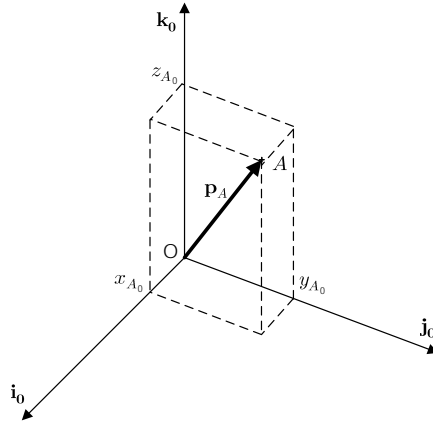


FIGURE 2.3 – Coordonnées cartésiennes permettant de repérer la position du point A par rapport au repère \mathcal{R}_0 , exprimée dans la base $\mathcal{B}_0(\mathbf{i}_0, \mathbf{j}_0, \mathbf{k}_0)$

Les coordonnées peuvent être exprimées dans la base \mathcal{B}_0 ou dans \mathcal{B}_1 . Le passage d'une expression à l'autre nécessite de paramétrer l'orientation relative entre les deux bases.

Orientation d'un segment dans l'espace

À présent que la position de l'origine du repère \mathcal{R}_1 a été définie, il est nécessaire de paramétrer l'orientation entre les bases \mathcal{B}_1 et \mathcal{B}_0 . Il existe plusieurs formalismes permettant de décrire une orientation.

Angles d'Euler

Les angles d'Euler sont certainement l'approche la plus concrète. En effet, il est possible de « ramener » la base \mathcal{B}_0 sur la base \mathcal{B}_1 à l'aide de trois rotations successives.

Soit \mathbf{i}' un vecteur unitaire dirigé suivant l'axe formé par l'intersection des plans $(O, \mathbf{i}_0, \mathbf{j}_0)$ et $(O, \mathbf{i}_1, \mathbf{j}_1)$ (voir figure 2.4). Les rotations successives sont :

- rotation d'angle ψ et d'axe \mathbf{k}_0 pour superposer \mathbf{i}_0 sur \mathbf{i}' ;
- rotation d'angle θ et d'axe \mathbf{i}' pour superposer \mathbf{k}_0 sur \mathbf{k}_1 ;
- rotation d'angle ϕ et d'axe \mathbf{k}_1 pour superposer \mathbf{i}' sur \mathbf{i}_1 .

Les angles ϕ , θ et ψ sont appelés, respectivement, angle de précession, de nutation et de rotation propre. Il existe plusieurs séquences de rotations

d'Euler possibles. La séquence proposée précédemment est dite zxz . Cependant, toute séquence de trois rotations élémentaires dont la première et dernière sont de même axe (précédemment l'axe z) est une séquence d'Euler (par exemples xyx , yzx , etc.).

Les angles de Tait-Bryan sont une variante des angles d'Euler car ils sont définis de la même façon mais autorisent des rotations autour de trois axes différents (par exemples zyx , xzy). Ces derniers sont couramment utilisés en biomécanique pour définir les angles de flexion-extension, abduction-adduction et rotation interne-rotation externe, rotations autour des axes anatomiques.

Bien que les formalismes d'Euler ou de Tait-Bryan soient concis et particulièrement intuitifs pour l'analyse du mouvement, ils se prêtent difficilement aux calculs de changement de base. Outre les calculs trigonométriques, il existe des singularités pour certains angles qui rend le calcul formel lourd. Par exemple, dans la séquence zyx , lorsque l'angle autour de \mathbf{j}' est de $\pm 90^\circ$, les axes \mathbf{k}_0 et \mathbf{i}_1 sont confondus et il devient alors impossible de distinguer les angles autour de ces deux axes.

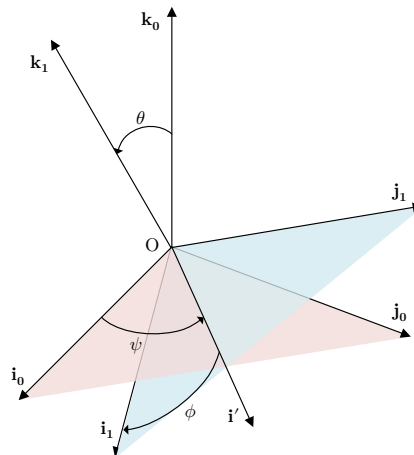


FIGURE 2.4 – Orientation relative des bases \mathcal{B}_1 et \mathcal{B}_0 où \mathbf{i}' est l'intersection des plans $(O, \mathbf{i}_0, \mathbf{j}_0)$ et $(O, \mathbf{i}_1, \mathbf{j}_1)$

Matrice de rotation

La matrice de rotation (ou matrice de passage) est souvent utilisée pour définir une orientation entre deux bases. L'objectif est de construire une

matrice carrée de dimension trois dont les colonnes sont formées par les vecteurs de la base \mathcal{B}_1 exprimés dans la base \mathcal{B}_0 . Soit r_{xx} , r_{yx} et r_{zx} les composantes de \mathbf{i}_1 dans \mathcal{B}_0 :

$$\mathbf{i}_1^{(0)} = r_{xx} \cdot \mathbf{i}_0 + r_{yx} \cdot \mathbf{j}_0 + r_{zx} \cdot \mathbf{k}_0 = \begin{bmatrix} r_{xx} \\ r_{yx} \\ r_{zx} \end{bmatrix}_0 \quad (2.4)$$

De manière analogue pour \mathbf{j}_1 et \mathbf{k}_1 , on définit :

$$\mathbf{j}_1^{(0)} = \begin{bmatrix} r_{xy} \\ r_{yy} \\ r_{zy} \end{bmatrix}_0 \quad (2.5)$$

$$\mathbf{k}_1^{(0)} = \begin{bmatrix} r_{xz} \\ r_{yz} \\ r_{zz} \end{bmatrix}_0 \quad (2.6)$$

À partir des relations (2.4), (2.5) et (2.6), il est possible d'écrire la matrice de rotation de \mathcal{B}_0 à \mathcal{B}_1 :

$$R_{0/1} = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

La matrice de rotation est une matrice orthogonale donc son inverse est égale à sa transposée et son déterminant est égal à 1. La matrice de rotation est particulièrement adaptée aux calculs numériques. Cependant, elle est moins facilement interprétable que les angles d'Euler. Il est toutefois possible d'extraire un triplet d'angles à partir de la matrice de rotation. Par exemple, pour une séquence de rotation d'Euler zxz , la matrice de rotation est :

$$R_{0/1} = \begin{bmatrix} \cos\psi \cdot \cos\phi - \cos\theta \cdot \sin\psi \cdot \sin\phi & -\cos\psi \cdot \sin\phi - \cos\theta \cdot \cos\phi \cdot \sin\psi & \sin\psi \cdot \sin\theta \\ \cos\phi \cdot \sin\psi + \cos\psi \cdot \cos\theta \cdot \sin\phi & \cos\psi \cdot \cos\theta \cdot \cos\phi - \sin\psi \cdot \sin\phi & -\cos\psi \cdot \sin\theta \\ \sin\theta \cdot \sin\phi & \cos\phi \cdot \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Quaternions unitaires

Les quaternions, proposés par Hamilton, peuvent être vus comme une extension des nombres complexes en dimension 4. Un quaternion se compose

d'une partie réelle et d'une partie imaginaire suivant les nombres complexes i , j et k .

D'après le théorème d'Euler, l'orientation de \mathcal{B}_1 par rapport à \mathcal{B}_0 peut toujours s'exprimer comme la rotation d'un certain angle α autour d'un axe unitaire \mathbf{n} appelé axe de rotation. Soit n_x , n_y et n_z les composantes de \mathbf{n} dans \mathcal{B}_0 . Alors, il est possible d'exprimer l'orientation entre \mathcal{B}_0 et \mathcal{B}_1 par le quaternion :

$$\mathbf{q}_{0/1} = \cos \frac{\alpha}{2} + (n_x \cdot i + n_y \cdot j + n_z \cdot k) \cdot \sin \frac{\alpha}{2} \quad (2.9)$$

Il est souvent plus commode pour le calcul d'écrire le quaternion comme un vecteur dont la première composante est la partie réelle et les trois suivantes la partie imaginaire :

$$\mathbf{q}_{0/1} = \begin{bmatrix} q_0 \\ q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 \\ i \\ j \\ k \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

Les composantes du quaternion écrit sous forme de vecteur (2.10) s'expriment en fonction des paramètres de la rotation α et \mathbf{n} :

$$\begin{cases} q_0 = \cos \frac{\alpha}{2} \\ [q_1 \ q_2 \ q_3]^T = \sin \frac{\alpha}{2} \cdot \mathbf{n} \end{cases} \quad (2.11)$$

Le quaternion d'orientation est équivalent à la matrice de rotation. En effet, la matrice de rotation exprimant l'orientation de \mathcal{B}_1 par rapport à \mathcal{B}_0 peut s'écrire en fonction des composantes de $\mathbf{q}_{0/1}$ [36] :

$$\mathbf{R}_{0/1} = \begin{bmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2 \cdot q_1 \cdot q_2 + 2 \cdot q_0 \cdot q_3 & 2 \cdot q_1 \cdot q_3 - 2 \cdot q_0 \cdot q_2 \\ 2 \cdot q_1 \cdot q_2 - 2 \cdot q_0 \cdot q_3 & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2 \cdot q_2 \cdot q_3 + 2 \cdot q_0 \cdot q_1 \\ 2 \cdot q_1 \cdot q_3 + 2 \cdot q_0 \cdot q_2 & 2 \cdot q_2 \cdot q_3 - 2 \cdot q_0 \cdot q_1 & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

Il est à noter que seul les quaternions unitaires peuvent représenter une orientation relative entre deux bases. Un quaternion est unitaire si et seulement si la norme du quaternion, définie par $\sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2}$ est égale à 1.

Changement de base

Soit B un point dont la position par rapport au repère \mathcal{R}_0 est exprimée dans la base \mathcal{B}_1 comme suit :

$$\mathbf{p}_B^{(1)} = \begin{bmatrix} x_{B_1} \\ y_{B_1} \\ z_{B_1} \end{bmatrix}_1 \quad (2.13)$$

Le quaternion associé à la position de B est :

$$Q(\mathbf{p}_B^{(1)}) = \begin{bmatrix} 0 \\ \mathbf{p}_B^{(1)} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 1 \\ \mathbf{i} \\ \mathbf{j} \\ \mathbf{k} \end{bmatrix} \quad (2.14)$$

Il est alors possible, connaissant la matrice de rotation $R_{0/1}$ ou le quaternion $\mathbf{q}_{0/1}$, d'exprimer la position du point B dans la base \mathcal{B}_0 :

$$\mathbf{p}_B^{(0)} = R_{0/1} \cdot \mathbf{p}_B^{(1)} \quad (2.15)$$

$$Q(\mathbf{p}_B^{(0)}) = \mathbf{q}_{0/1} \otimes Q(\mathbf{p}_B^{(1)}) \otimes \overline{\mathbf{q}_{0/1}} \quad (2.16)$$

Dans la relation (2.16), \otimes est le produit de quaternion [36] et $\overline{\mathbf{q}_{0/1}}$ le quaternion conjugué de $\mathbf{q}_{0/1}$ ($\overline{\mathbf{q}_{0/1}} = q_0 - q_1 \cdot \mathbf{i} - q_2 \cdot \mathbf{j} - q_3 \cdot \mathbf{k}$).

L'opération inverse est également possible via les relations (2.17) et (2.18).

$$\mathbf{p}_B^{(1)} = R_{0/1}^T \cdot \mathbf{p}_B^{(0)} \quad (2.17)$$

$$Q(\mathbf{p}_B^{(1)}) = \overline{\mathbf{q}_{0/1}} \otimes Q(\mathbf{p}_B^{(0)}) \otimes \mathbf{q}_{0/1} \quad (2.18)$$

Composition des orientations

Soit \mathcal{B}_0 , \mathcal{B}_1 et \mathcal{B}_2 trois bases orthonormées directes. La matrice d'orientation de la base \mathcal{B}_2 par rapport à la base \mathcal{B}_0 peut s'écrire à l'aide des matrices d'orientation des bases \mathcal{B}_1 par rapport à \mathcal{B}_0 et \mathcal{B}_2 par rapport à \mathcal{B}_1 :

$$R_{0/2} = R_{0/1} \cdot R_{1/2} \quad (2.19)$$

De manière analogue avec les quaternions, l'orientation de \mathcal{B}_2 par rapport à \mathcal{B}_0 s'obtient par la relation :

$$\mathbf{q}_{0/2} = \mathbf{q}_{1/2} \otimes \mathbf{q}_{0/1} \quad (2.20)$$

Angles articulaires

Pour déterminer les angles articulaires, il est nécessaire de s'intéresser à l'orientation relative des deux segments intervenants dans l'articulation. Soit \mathcal{B}_1 et \mathcal{B}_2 les bases associées à ces deux segments. L'orientation relative peut être obtenue via la relation (2.22) :

$$\mathbf{R}_{1/2} = \mathbf{R}_{1/0} \cdot \mathbf{R}_{0/2} \quad (2.21)$$

$$= \mathbf{R}_{0/1}^T \cdot \mathbf{R}_{0/2} \quad (2.22)$$

Pour rendre interprétable cliniquement cette orientation en angles articulaires, il est nécessaire de choisir une base liée aux axes anatomiques ou fonctionnels dans laquelle il est possible d'effectuer une décomposition en angles d'Euler ou de Tait-Bryan.

2.1.4 Vitesse de rotation d'un segment

La vitesse de rotation d'un segment peut être vue comme la variation de son orientation au cours du temps. Le vecteur vitesse de rotation de la base \mathcal{B}_1 par rapport à la base \mathcal{B}_0 , noté $\boldsymbol{\omega}_{1/0}$ est défini comme un pseudovecteur dont la norme est égale à la dérivée instantanée de l'angle α de la rotation entre \mathcal{B}_1 et \mathcal{B}_0 . Ce pseudovecteur est porté par l'axe instantané de rotation \mathbf{n} (voir figure 2.5).

$$\boldsymbol{\omega}_{1/0} = \frac{d\alpha}{dt} \cdot \mathbf{n} = \dot{\alpha} \cdot \mathbf{n} \quad (2.23)$$

La dérivée temporelle d'une variable du temps quelconque x est notée \dot{x} .

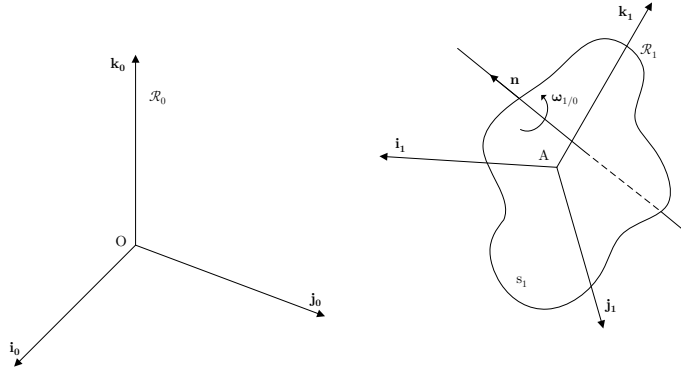


FIGURE 2.5 – La vitesse de rotation du segment s_1 par rapport au repère \mathcal{R}_0 est un pseudovecteur dirigé par l'axe instantané de rotation \mathbf{n}

Il est possible d'exprimer directement la vitesse de rotation d'un solide à partir de sa matrice d'orientation. La relation qui relie la matrice d'orientation $R_{0/1}$ de la base \mathcal{B}_1 par rapport à la base \mathcal{B}_0 , sa dérivée temporelle $\dot{R}_{0/1}$ et le vecteur vitesse de rotation $\boldsymbol{\omega}_{1/0}^{(0)}$ est :

$$S(\boldsymbol{\omega}_{1/0}^{(0)}) = \dot{R}_{0/1} \cdot R_{0/1}^T \quad (2.24)$$

Dans la relation (2.24), $S(\boldsymbol{\omega}_{1/0}^{(0)})$ désigne la matrice antisymétrique de $\boldsymbol{\omega}_{1/0}^{(0)}$. Soit ω_{x_0} , ω_{y_0} et ω_{z_0} les composantes de ce vecteur, la matrice antisymétrique est :

$$S(\boldsymbol{\omega}_{1/0}^{(0)}) = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_{z_0} & \omega_{y_0} \\ \omega_{z_0} & 0 & -\omega_{x_0} \\ -\omega_{y_0} & \omega_{x_0} & 0 \end{bmatrix} \quad (2.25)$$

De manière analogue, il est possible de calculer le vecteur vitesse de rotation à partir du quaternion d'orientation de \mathcal{B}_1 par rapport à \mathcal{B}_0 :

$$Q(\boldsymbol{\omega}_{1/0}^{(0)}) = 2 \cdot \overline{\mathbf{q}_{0/1}} \otimes \dot{\mathbf{q}}_{0/1} \quad (2.26)$$

Le vecteur vitesse de rotation d'une troisième base \mathcal{B}_2 par rapport à \mathcal{B}_0 peut s'identifier à l'aide de la relation de composition des vecteurs vitesse de rotation :

$$\boldsymbol{\omega}_{2/0} = \boldsymbol{\omega}_{2/1} + \boldsymbol{\omega}_{1/0} \quad (2.27)$$

2.1.5 Vitesse d'un point appartenant à un solide

De manière semblable à la vitesse de rotation, la vitesse d'un point est la variation temporelle de sa position. Considérons toujours le segment solide s_1 de repère \mathcal{R}_1 en mouvement par rapport au repère d'observation \mathcal{R}_0 d'origine O et de base \mathcal{B}_0 . Soit \mathbf{p}_B le vecteur position d'un point B quelconque appartenant au solide s_1 . Le vecteur vitesse instantanée vue de \mathcal{R}_0 du point B se calcule alors comme la dérivée par rapport au temps de \mathbf{p}_B . Ce vecteur est tangent à la trajectoire du point.

$$\mathbf{v}_{B \in 1/0} = \left. \frac{d\mathbf{p}_B}{dt} \right|_0 \quad (2.28)$$

Lorsque le point B est un point géométrique n'appartenant à aucun solide, sa vitesse est simplement notée $\mathbf{v}_{B/0}$.

Si les composantes de la position de B dans la base \mathcal{B}_0 sont x_{B_0} , y_{B_0} et z_{B_0} , alors le vecteur vitesse s'obtient directement en dérivant chacune des composantes :

$$\mathbf{v}_{B \in 1/0} = \dot{x}_{B_0} \cdot \mathbf{i}_0 + \dot{y}_{B_0} \cdot \mathbf{j}_0 + \dot{z}_{B_0} \cdot \mathbf{k}_0 \quad (2.29)$$

Pour exprimer le vecteur dans une autre base, il est possible de changer de base d'expression à l'aide de la matrice (ou du quaternion) d'observation (voir relations (2.17) et (2.18)). Si le vecteur position est exprimé dans la base \mathcal{B}_1 , le vecteur vitesse peut s'obtenir à l'aide de la relation de Bour :

$$\mathbf{v}_{B \in 1/0} = \left. \frac{d\mathbf{p}_B^{(1)}}{dt} \right|_1 + \boldsymbol{\omega}_{1/0}^{(1)} \times \mathbf{p}_B^{(1)} \quad (2.30)$$

$$= \boldsymbol{\omega}_{1/0}^{(1)} \times \mathbf{p}_B^{(1)} \quad (2.31)$$

De manière générale, si le vecteur position est exprimé dans une base \mathcal{B}_i quelconque, le vecteur vitesse peut se calculer par :

$$\mathbf{v}_{B \in 1/0} = \left. \frac{d\mathbf{p}_B^{(i)}}{dt} \right|_i + \boldsymbol{\omega}_{i/0}^{(i)} \times \mathbf{p}_B^{(i)} \quad (2.32)$$

Dans les équations (2.31) et (2.32), \times est l'opération produit vectoriel.

Par la suite, si la vitesse du point B appartenant à \mathcal{R}_1 par rapport à \mathcal{R}_0 est connue, il est possible de calculer la vitesse d'un second point C quelconque à l'aide de la formule de changement de point :

$$\mathbf{v}_{C \in 1/0} = \mathbf{v}_{B \in 1/0} + \mathbf{u}_{BC} \times \boldsymbol{\omega}_{1/0} \quad (2.33)$$

De façon générale, si la vitesse d'un point quelconque B appartenant à un repère \mathcal{R}_i par rapport à un autre repère \mathcal{R}_k est connue, alors il est possible de calculer la vitesse d'un second point C appartenant à \mathcal{R}_i par rapport à \mathcal{R}_k par :

$$\mathbf{v}_{C \in i/k} = \mathbf{v}_{B \in i/k} + \mathbf{u}_{BC} \times \boldsymbol{\omega}_{i/k} \quad (2.34)$$

Cette relation est utile, par exemple, pour calculer la vitesse du centre de masse d'un segment en connaissant la vitesse d'un centre articulaire faisant intervenir ce segment.

De manière analogue au pseudovecteur vitesse de rotation, il existe une formule de composition des vecteurs vitesse. Soit une troisième base \mathcal{B}_2 , il est possible d'écrire :

$$\mathbf{v}_{B \in 2/0} = \mathbf{v}_{B \in 2/1} + \mathbf{v}_{B \in 1/0} \quad (2.35)$$

2.1.6 Accélération d'un point appartenant à un solide

Le vecteur accélération du point B appartenant au repère \mathcal{R}_1 par rapport au repère d'observation \mathcal{R}_0 est la dérivée du vecteur vitesse vue précédemment :

$$\mathbf{a}_{B \in 1/0} = \left. \frac{d\mathbf{v}_{B \in 1/0}}{dt} \right|_0 = \left. \frac{d^2 \mathbf{p}_B}{dt^2} \right|_0 \quad (2.36)$$

Comme pour le vecteur vitesse, il est possible de dériver directement les composantes du vecteur vitesse pour obtenir l'accélération si celui-ci est exprimé dans la base \mathcal{B}_0 (éventuellement suite à un changement de base à l'aide de la matrice ou du quaternion d'orientation). Si ce n'est pas le cas, il est également possible d'utiliser la formule de Bour (2.31) pour obtenir l'accélération.

Cependant, il n'existe pas de formule simple de changement de point pour l'accélération. Il est tout de même possible de démontrer l'égalité suivante par dérivation de la relation de changement de point des vitesses (2.34) :

$$\mathbf{a}_{C \in i/k} = \mathbf{a}_{B \in i/k} + \mathbf{u}_{BC} \times \left. \frac{d\boldsymbol{\omega}_{i/k}}{dt} \right|_0 + (\boldsymbol{\omega}_{i/k} \times \mathbf{u}_{BC}) \times \boldsymbol{\omega}_{i/k} \quad (2.37)$$

2.2 Énergie mécanique du corps humain

L'énergie mécanique d'un solide indéformable se calcule comme la somme de son énergie cinétique et de son énergie potentielle de pesanteur. L'énergie cinétique d'un solide est l'énergie lorsqu'il se déplace. L'énergie potentielle de pesanteur est l'énergie qu'il possède plongé dans le champ de pesanteur terrestre. L'analyse énergétique d'une personne d'un point de vue mécanique nécessite de modéliser le corps humain. L'énergie mécanique représente la capacité acquise par le corps humain pour effectuer un travail mécanique à un instant donné. Le mouvement d'un segment est le résultat de ce travail rendu possible par le transfert d'énergie jusqu'au muscle.

Soit \mathcal{R}_0 le référentiel terrestre (ou global) du laboratoire. Son origine O est située au niveau du sol et sa base est $\mathcal{B}_0(\mathbf{i}_0, \mathbf{j}_0, \mathbf{k}_0)$. Dans cette section, \mathcal{R}_0 sera supposé galiléen. Cette hypothèse est vérifiée pour des expériences ne dépassant pas quelques minutes et pour des objets proches de la Terre, ce qui est le cas à l'intérieur du laboratoire.

Dans la littérature, deux modèles sont proposés pour estimer l'énergie mécanique du corps humain en mouvement.

2.2.1 Modèle ponctuel

Un modèle mécanique simple du corps humain pour le calcul de l'énergie mécanique consiste à l'assimiler à une masse ponctuelle située au centre de gravité. Dans ce cadre, le corps est supposé être un solide indéformable b dont toute la masse est concentrée au centre de gravité. Ainsi, le corps peut être étudié comme un point dans l'espace [37].

Soient M la masse du corps et G son centre de masse. Le repère \mathcal{R}_b , d'origine G et de base \mathcal{B}_0 est associé à b (voir figure 2.6).

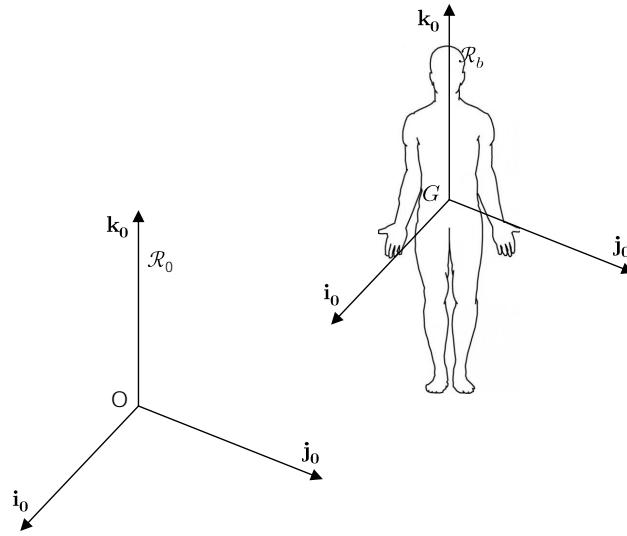


FIGURE 2.6 – Modélisation ponctuelle du corps pour le calcul de l'énergie mécanique

La position de G dans \mathcal{R}_0 est :

$$\mathbf{p}_G^{(0)} = \begin{bmatrix} x_G \\ y_G \\ z_G \end{bmatrix}_0 \quad (2.38)$$

La vitesse de ce centre de masse vue de R_0 est :

$$\mathbf{v}_{G/0}^{(0)} = \begin{bmatrix} \dot{x}_G \\ \dot{y}_G \\ \dot{z}_G \end{bmatrix}_0 \quad (2.39)$$

Sous ces hypothèses, l'énergie potentielle de pesanteur et l'énergie cinétique du corps sont [37] :

$$E_{pp} = M \cdot g \cdot z_G \quad (2.40)$$

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot M \cdot \mathbf{v}_{G/0}^2 \quad (2.41)$$

Dans la relation (2.40), $g = 9,806 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ est l'accélération de la pesanteur.

Plusieurs études ont modélisé le corps comme une masse ponctuelle [38] [39]. Cependant, cette modélisation ne prend en compte que les mouvements du centre de masse global et reste donc limitée. En effet, ce modèle ne tient pas compte des énergies des segments corporels qui, dans de nombreux cas, ne peuvent pas être négligées [37]. Par exemple, la marche n'est pas un simple mouvement de translation de G , elle se compose également de mouvements des différents membres corporels relativement à G . Il apparaît incorrect de les négliger. De plus, l'énergie mécanique est liée à l'énergie du métabolisme permettant la contraction des muscles et donc l'activation des segments [37]. En ce sens, il apparaît pertinent de considérer les énergies de chaque segment.

2.2.2 Modèle par chaîne de solides articulés

Pour tenir compte des mouvements relatifs des segments corporels dans l'analyse énergétique de l'individu, le corps a été modélisé comme une chaîne de solides indéformables articulés par des liaisons parfaites [37]. Dans ce cadre, l'énergie mécanique du corps complet est égale à la somme des énergies mécaniques de chaque segment.

Soit \mathcal{R}_i le référentiel associé à un segment quelconque s_i . L'origine et la base sont G_i et $\mathcal{B}_i(\mathbf{i}_i, \mathbf{j}_i, \mathbf{k}_i)$, respectivement (voir figure 2.7).

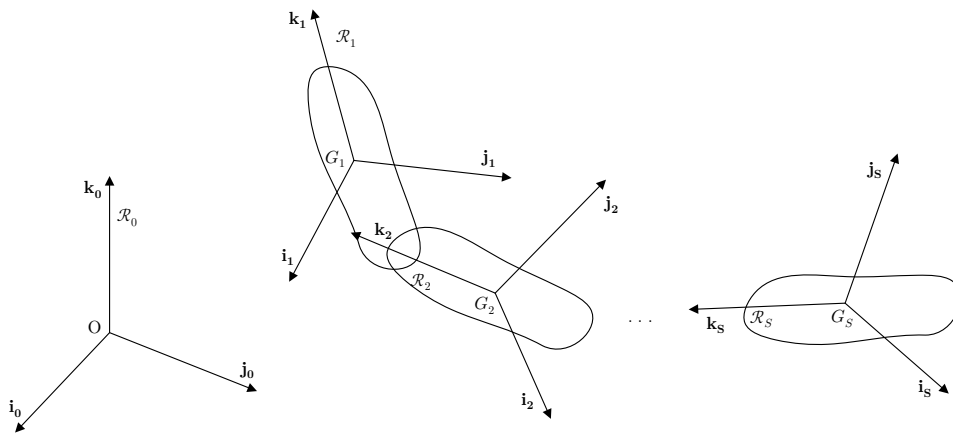


FIGURE 2.7 – Modélisation du corps par chaîne de segments indéformables

Le centre de masse du segment, noté G_i a pour position et vitesse dans \mathcal{R}_0 :

$$\mathbf{p}_{G_i}^{(0)} = \begin{bmatrix} x_{G_i} \\ y_{G_i} \\ z_{G_i} \end{bmatrix}_0 \quad (2.42)$$

$$\mathbf{v}_{G_i \in i/0}^{(0)} = \begin{bmatrix} \dot{x}_{G_i} \\ \dot{y}_{G_i} \\ \dot{z}_{G_i} \end{bmatrix}_0 \quad (2.43)$$

La masse du segment est m_i et sa matrice d'inertie exprimée au centre de masse est I_{i,G_i} .

L'énergie potentielle de pesanteur du segment est :

$$E_{pp,i} = m_i \cdot g \cdot z_{G_i} \quad (2.44)$$

L'énergie cinétique $E_{c,i}$ du segment se décompose en énergie cinétique de translation $E_{ct,i}$ et de rotation $E_{cr,i}$.

$$E_{ct,i} = \frac{1}{2} \cdot m_i \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/0}^2 \quad (2.45)$$

$$E_{cr,i} = \frac{1}{2} \cdot \boldsymbol{\omega}_{i/0} \cdot I_{i,G_i} \cdot \boldsymbol{\omega}_{i/0} \quad (2.46)$$

Dans la relation (2.46), le vecteur vitesse de rotation et la matrice d'inertie doivent être exprimés dans la même base.

L'énergie mécanique du segment se calcule via la somme de ces trois termes [37] :

$$E_{m,i} = E_{pp,i} + E_{ct,i} + E_{cr,i} \quad (2.47)$$

L'énergie potentielle du corps complet est la somme des énergies potentielles des S segments composants le corps humains :

$$E_{pp} = \sum_{i=1}^S E_{pp,i} \quad (2.48)$$

$$= \sum_{i=1}^S m_i \cdot g \cdot z_{G_i} \quad (2.49)$$

$$= g \left(\sum_{i=1}^S m_i \cdot z_{G_i} \right) \quad (2.50)$$

Or, G est le barycentre des différents centre de masse des segments G_i , pondérés par les masses m_i , ce qui se traduit par l'égalité :

$$M \cdot \mathbf{p}_G = \sum_{i=1}^S m_i \cdot \mathbf{p}_{G_i} \quad (2.51)$$

En projetant cette expression suivant l'axe \mathbf{k}_0 , on obtient :

$$M \cdot z_G = \sum_{i=1}^S m_i \cdot z_{G_i} \quad (2.52)$$

Les relations (2.50) et (2.52) démontrent que l'énergie potentielle de pesanteur calculée avec le modèle par chaîne est identique à celle calculée avec la modélisation ponctuelle :

$$E_{pp} = M \cdot g \cdot z_G \quad (2.53)$$

De manière analogue, l'énergie cinétique de translation du corps complet est la somme des énergies cinétiques de translation des différents segments :

$$E_{ct} = \sum_{i=1}^S E_{ct,i} \quad (2.54)$$

$$= \sum_{i=1}^S \frac{1}{2} \cdot m_i \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/0}^2 \quad (2.55)$$

Il est possible de réécrire cette équation différemment. En effet, par la relation de Chasles, la position de G_i peut s'écrire :

$$\mathbf{p}_{G_i} = \mathbf{p}_G + \mathbf{u}_{GG_i} \quad (2.56)$$

Par dérivation vue de \mathcal{R}_0 , la vitesse de G_i s'écrit :

$$\mathbf{v}_{G_i \in i/0} = \left. \frac{d\mathbf{p}_G}{dt} \right|_0 + \left. \frac{d\mathbf{u}_{GG_i}}{dt} \right|_0 \quad (2.57)$$

$$= \mathbf{v}_{G/0} + \mathbf{v}_{G_i \in i/b} \quad (2.58)$$

En injectant cette égalité dans la relation (2.55) :

$$E_{ct} = \sum_{i=1}^S \frac{1}{2} \cdot m_i \cdot (\mathbf{v}_{G/0} + \mathbf{v}_{G_i \in i/b})^2 \quad (2.59)$$

$$= \sum_{i=1}^S \frac{1}{2} \cdot m_i \cdot (\mathbf{v}_{G/0}^2 + \mathbf{v}_{G_i \in i/b}^2 + 2 \cdot \mathbf{v}_{G/0} \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/b}) \quad (2.60)$$

$$= \frac{1}{2} \cdot \left(\sum_{i=1}^S m_i \right) \cdot \mathbf{v}_{G/0}^2 + \sum_{i=1}^S \frac{1}{2} \cdot m_i \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/b}^2 + \left(\sum_{i=1}^S m_i \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/b} \right) \cdot \mathbf{v}_{G/0} \quad (2.61)$$

D'autre part, la relation (2.51) peut également s'écrire :

$$\sum_{i=1}^S m_i \cdot \mathbf{u}_{GG_i} = \mathbf{0} \quad (2.62)$$

En dérivant cette égalité barycentrique, on obtient :

$$\sum_{i=1}^S m_i \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/b} = \mathbf{0} \quad (2.63)$$

De ce fait, la relation (2.61) peut se simplifier de la manière suivante :

$$E_{ct} = \frac{1}{2} \cdot \left(\sum_{i=1}^S m_i \right) \cdot \mathbf{v}_{G/0}^2 + \sum_{i=1}^S \frac{1}{2} \cdot m_i \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/b}^2 \quad (2.64)$$

$$= \frac{1}{2} \cdot M \cdot \mathbf{v}_{G/0}^2 + \sum_{i=1}^S \frac{1}{2} \cdot m_i \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/b}^2 \quad (2.65)$$

À partir des équations (2.44) à (2.47) d'une part et des équations (2.46), (2.47), (2.53) et (2.65) d'autre part, il est possible d'écrire l'énergie mécanique totale de l'individu modélisé par une chaîne de S solides indéformables sous deux formes équivalentes exprimées via les équations (2.66) et (2.67).

$$E_m = \sum_{i=1}^S \left(m_i \cdot g \cdot z_{G_i} + \frac{1}{2} \cdot m_i \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/0}^2 + \frac{1}{2} \cdot \boldsymbol{\omega}_{i/0} \cdot \mathbf{I}_{i,G_i} \cdot \boldsymbol{\omega}_{i/0} \right) \quad (2.66)$$

$$E_m = M \cdot g \cdot z_G + \frac{1}{2} M \cdot \mathbf{v}_{G/0}^2 + \sum_{i=1}^S \left(\frac{1}{2} \cdot m_i \cdot \mathbf{v}_{G_i \in i/b}^2 + \frac{1}{2} \cdot \boldsymbol{\omega}_{i/0} \cdot \mathbf{I}_{i,G_i} \cdot \boldsymbol{\omega}_{i/0} \right) \quad (2.67)$$

L'équation (2.67) met en avant les limites du modèle ponctuel qui ne retenait que l'énergie du centre de masse global du corps ($M.g.z_G + \frac{1}{2}M.\mathbf{v}_{G/0}^2$), sans tenir compte de l'énergie cinétique de « gesticulation » issue du mouvement des segments (ou énergie cinétique interne). L'énergie cinétique externe quant à elle correspond à l'énergie cinétique du centre de masse global du corps ($\frac{1}{2}M.\mathbf{v}_{G/0}^2$). Il est important de rappeler que ce modèle se base sur la théorie des solides rigides indéformables et ne prend donc pas en compte, entre autres, l'énergie potentielle élastique liée à la déformation des segments corporels [37].

Il existe d'autres méthodes d'estimation de l'énergie mécanique. Le choix fait ici est consensuel. De plus, il permet de se rapprocher de la réalité physico-chimique de la production des mouvements humains.

2.3 Bilan

L'évaluation des capacités physiques par la quantification de données cinématiques et énergétiques du corps passe par une analyse quantifiée du mouvement et l'identification des propriétés inertielles des segments.

La connaissance des données cinématiques du sujet nécessite la mise en place d'un protocole de capture et d'analyse du mouvement des segments corporels. Il existe plusieurs technologies disponibles pour réaliser ce type de mesure. Celles-ci seront présentées dans le chapitre 3. L'objectif sera d'identifier les avantages et les inconvénients de chacune afin de déterminer la technique la plus adaptée à la mesure des capacités physiques dans un cadre de routine clinique.

Les paramètres inertiels des segments corporels doivent également être estimés pour le calcul de l'énergie mécanique. Là encore, il existe diverses solutions pratiques qui seront présentées dans le chapitre 4 afin de déterminer l'outil le plus adapté au cadre de cette étude.

Chapitre 3

Outils d'évaluation quantifiée de la cinématique des segments corporels

Sommaire

3.1 Classification des différentes technologies	38
3.1.1 La stéréophotogrammétrie : technologie optoélectronique	39
3.1.2 Les systèmes vidéo sans marqueurs	41
3.1.3 Les technologies magnéto-inertielles	42
3.2 La centrale inertielle pour l'analyse du mouvement ambulatoire	45
3.2.1 Calcul de l'orientation par fusion de données	45
3.2.2 Calibration centrale à segment	50
3.2.3 Estimation de la position et limites techniques actuelles	53
3.3 Bilan	55

Le chapitre 2 a fait apparaitre la nécessité d'évaluer la cinématique liée aux mouvements des segments corporels pour la quantification des capacités physiques. Ce chapitre présentera les technologies existantes. L'accent sera mis sur celles offrant la possibilité d'études en situation écologique telle que la routine clinique.

3.1 Classification des différentes technologies

Les outils actuels d'analyse du mouvement peuvent être classifiés en différentes catégories. Il est classique de séparer les techniques non-invasives des techniques invasives. Ces dernières ne sont envisageables pour des études biomécaniques que dans un environnement très spécifique et contrôlé.

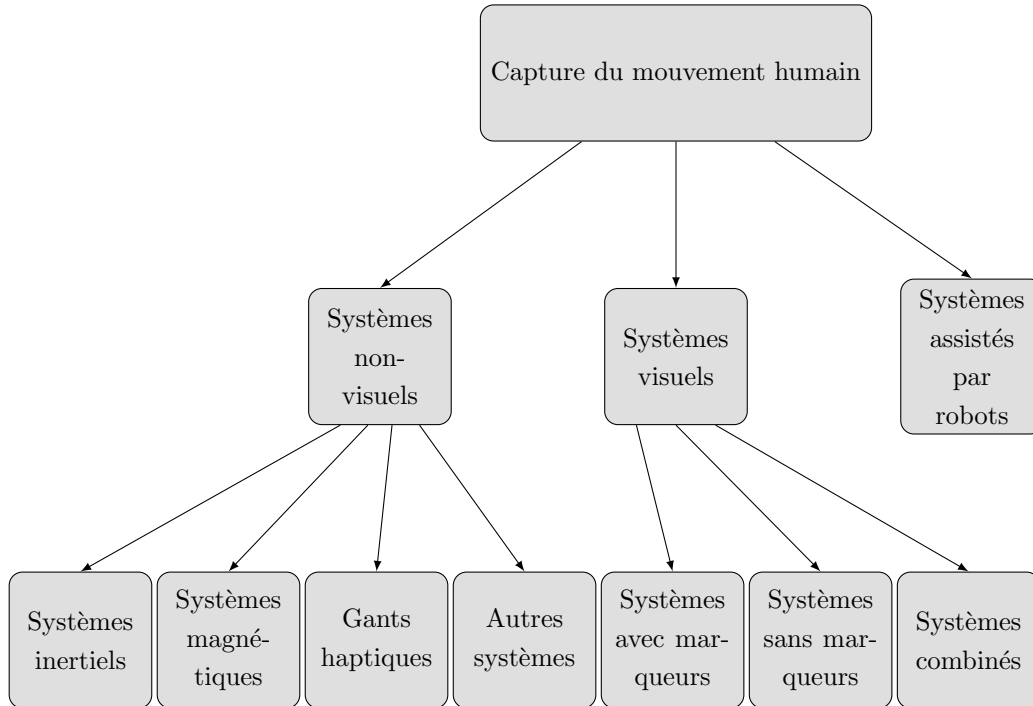


FIGURE 3.1 – Catégorisation des technologies d'analyse du mouvement non-invasives, adapté de Zhou et Hu (2007) [3]

Les techniques d'analyse du mouvement non-invasives peuvent être classifiées selon trois catégories : les systèmes visuels, les systèmes non-visuels et les systèmes assistés par robots [3] (voir figure 3.1). Les systèmes visuels peuvent être avec ou sans marqueurs. Dans le premier cas, on parle de systèmes optoélectroniques et dans le second d'analyse par vidéos. Il existe également la possibilité de combiner ces deux technologies dans le but d'augmenter la précision [3]. Les systèmes non-visuels peuvent être de nature très variés mais se basent principalement sur les capteurs inertiels et magnétiques [3]. Les systèmes assistés par robots interviennent principalement dans le domaine de la réhabilitation. Les robots de réhabilitation permettent d'assister le mouvement des différents segments corporels et en

évaluent les performances grâce à différents capteurs [3]. Ils ne s'intègrent donc pas dans le projet de cette thèse.

La suite de cette section sera consacrée à la présentation des principaux systèmes d'analyse du mouvement visuels et non-visuels (voir figure 3.1). Les capteurs inertiels et/ou magnétiques seront particulièrement développés car leur grande portabilité permet d'envisager plus facilement des études en dehors du simple cadre du laboratoire.

3.1.1 La stéréophotogrammétrie : technologie opto-électronique

Les systèmes optoélectroniques sont très largement utilisés pour l'analyse de la cinématique du mouvement dans le cadre d'études en laboratoire. En effet, ces technologies sont à présent aisées à mettre en œuvre, peu invasives pour le sujet et précises pour l'évaluation de la position (de l'ordre du millimètre à plusieurs dixièmes de millimètres selon les systèmes). Cette technologie nécessite le placement de marqueurs sur les points anatomiques. Elle se base sur la théorie de la triangularisation pour reconstruire, via un système de caméras, la position en trois dimensions des marqueurs.

Les marqueurs utilisés peuvent selon la technologie, être actifs [40] ou passifs [41]. Dans le premier cas, les marqueurs émettent un rayonnement infra-rouge qui est capturé par les caméras. La redondance d'information et l'algorithme de reconstruction permettent de recalculer la position du marqueur dans l'environnement tri-dimensionnel. Dans le second cas, les caméras émettent un rayonnement infra-rouge qui est réfléchi par le marqueur et capturé à nouveau par les caméras (voir figure 3.2). Ce second procédé possède l'avantage de ne pas nécessiter de source d'énergie pour les marqueurs, permettant ainsi d'augmenter la liberté de mouvement du sujet et l'autonomie du système.

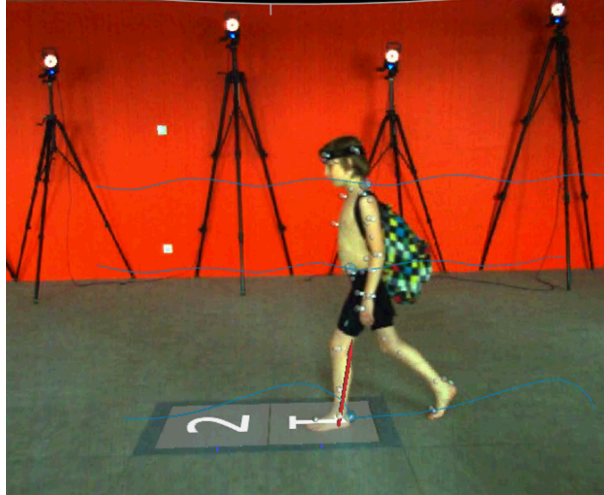


FIGURE 3.2 – Analyse quantifiée de la marche sur une plateforme de capture du mouvement via un système optoélectronique avec marqueurs passifs

Chaque caméra récupère des images 2D de la position des marqueurs. À l'instar de la vue pour l'être humain, deux caméras, au minimum, sont nécessaires pour recréer l'environnement 3D. Cependant, les marqueurs peuvent ne pas être repérés par les caméras (phénomène d'occlusion). Pour remédier à ce problème et améliorer la précision d'évaluation de la position, il faut augmenter le nombre de caméras. Celles-ci sont positionnées en cercle autour de l'environnement dans lequel évolue le sujet. Les systèmes optoélectroniques permettent d'évaluer la position des points anatomiques du sujet dans l'espace. Par la suite, la théorie des solides rigides est utilisée pour reconstruire la cinématique complète des segments corporels. Comme vu précédemment, cela nécessite de faire certaines hypothèses. Notamment, le mouvement des tissus mous ne sont pas pris en compte et peuvent apparaître comme des artefacts de mouvement. Malgré cela, cette technologie est la plus précise à l'heure actuelle et sert de référence dans de nombreuses études [42] [43] [44].

Cette technologie est cependant rigide. En effet, l'espace de capture est défini (le sujet doit rester dans le champ de vision des caméras), les caméras doivent être calibrées régulièrement, les marqueurs doivent être fixés sur les points anatomiques et des occlusions apparaissent ponctuellement au cours des mesures. De plus, il est plus compliqué d'utiliser cette technologie en extérieur car les rayonnements infra-rouges d'autres sources (soleil) peuvent venir perturber le système. La capture du mouvement par caméras avec marqueurs constitue le standard par sa fiabilité et sa précision mais

demeure incompatible pour des applications en situation écologique telles que le monitoring ou la routine clinique.

3.1.2 Les systèmes vidéo sans marqueurs

L'analyse vidéo s'affranchit de nombreuses contraintes liées aux systèmes optoélectroniques. En effet, cette technologie se base également sur la vision par caméra mais ne nécessite pas de marqueurs. Les caméras de profondeur telle que la KinectTM développée par Microsoft[®] (voir figure 3.3) ont fait l'objet, lors des dernières années, de nombreuses études prouvant leur potentiel pour l'analyse du mouvement. Parmi celles-ci, il est possible de retrouver des validations d'analyse quantifiée de la marche par exemple [45] ou encore des méthodes de détermination des centres articulaires [46].



FIGURE 3.3 – Caméra de profondeur Microsoft KinectTM pour la capture et l'analyse du mouvement

Ces caméras utilisent le rayonnement texturé infra-rouge pour estimer les distances des objets présents dans le champ de vision. Cependant, malgré la grande flexibilité d'utilisation de ce système, des inconvénients majeurs se posent comme l'espace de mesure restreint ou encore des occultations régulières. De plus, la précision reste largement inférieure aux systèmes optoélectroniques et l'algorithme de détection des segments corporels s'adapte mal lorsque le sujet sort totalement ou partiellement du champ de vision ou lorsqu'il n'est pas parfaitement face à l'objectif. Le système peut également être perturbé par les rayonnements infra-rouges du soleil en extérieur. Ce type de technologie peut donc convenir pour certaines activités physiques spécifiques mais ne convient pour de nombreuses autres.

3.1.3 Les technologies magnéto-inertielle

Depuis quelques années, les capteurs portables se sont largement démocratisés et miniaturisés et font leur apparition dans la capture du mouvement. La miniaturisation a permis de développer des capteurs inertiels (accéléromètres et gyromètres) et magnétiques (magnétomètre) à faible coût. Les capteurs utilisés dans les études biomécaniques sont des systèmes micro-électro-mécaniques (MEMS). Leur taille réduite et leur prix attractif font des capteurs inertiels et magnétiques des technologies transportables et donc facilement exploitables en situation écologique. Ces systèmes sont particulièrement présents dans les smartphones et les technologies dites « connectés ».

L'accéléromètre

L'objectif des accéléromètres MEMS est de mesurer une accélération. La mesure faite par un accéléromètre, appelée accélération non gravitationnelle, est la superposition de l'accélération du centre du capteur par rapport au repère terrestre et de l'accélération de pesanteur.

Les premières utilisations de ce type d'unités ont servi dans le domaine automobile pour le déclenchement des airbags. Les applications se sont diversifiées et, à présent, des accéléromètres sont présents dans les systèmes d'aide à la navigation, de détection vibratoire, etc. Plus récemment, des accéléromètres sont apparus dans le domaine de la santé, notamment en tant que podomètre dans les smartphones ou les objets connectés.

Pour l'analyse des mouvements humains de la vie courante, l'accéléromètre doit être capable de mesurer des accélérations de $\pm 2g$ à une fréquence de 100 Hz environ.

La calibration des accéléromètres nécessite une rotation du boîtier du capteur dans le champ de pesanteur uniforme en régime quasi-statique. L'offset et la sensibilité sont ainsi déterminés. Il existe diverses méthodes de calibration comparées dans la littérature [47]. Outre les offsets et les facteurs d'échelles, la calibration permet également de corriger les sensibilités transverses, les défauts d'orthogonalités et d'alignements des trois axes sensibles (dépendances inter-voies) [47].

Les paramètres de calibration varient peu au cours du temps, il n'est donc pas nécessaire de re-calibrer l'accéléromètre au cours de son utilisation. Cependant, les corps d'épreuve peuvent être sensibles à la température (selon les technologies), ce qui entraîne une dérive thermique et donc une modification de la sensibilité en fonction de la température d'utilisation. Pour corriger cette dérive, il est possible d'utiliser un capteur de tempéra-

ture et d'adapter la sensibilité en fonction de la température mesurée. Si la calibration est imprécise, la mesure de l'accélération ne donne qu'une information sur la variation d'accélération. C'est le cas, par exemple des accéléromètres utilisés pour le déclenchement d'airbags de sécurité [48].

En régime quasi-statique, l'accéléromètre seul permet d'obtenir une information sur l'orientation par rapport à la verticale (assiette) grâce à la mesure du vecteur de pesanteur.

Le gyromètre

Le gyromètre permet de mesurer une vitesse de rotation (ou vitesse angulaire) par rapport à un référentiel galiléen [49].

Il existe deux catégories de gyromètres : les gyromètres optiques et les gyromètres mécaniques. Les premiers, très volumineux et d'une grande précision, sont principalement utilisés dans l'aéronautique et n'existent pas en technologie MEMS. Actuellement, presque toutes les technologies MEMS de gyromètres sont réalisées à partir d'éléments vibrants. Il existe cependant une très grande variété de solutions de réalisation possible que ce soit pour le gyromètre en lui-même mais également en ce qui concerne le moyen d'excitation [50].

Il n'est pas possible de calibrer manuellement la sensibilité et les dépendances inter-voies du gyromètre car il est impossible manuellement de le maintenir dans un champ de mesure uniforme (contrairement à l'accéléromètre et au magnétomètre). Cette étape de calibration se fait donc en usine sur des bancs d'essais dédiés. Cependant, il est possible de laisser immobile le gyromètre pour mesurer et corriger directement l'erreur d'offset. Cet offset évolue dans le temps, ce qui entraîne un biais de mesure, principale source d'erreur des gyromètres MEMS actuels. En effet, même dans des conditions de température stable, l'offset évolue au cours du temps de telle sorte qu'il est indispensable de re-calibrer très régulièrement le gyromètre. Cependant, les améliorations techniques ont permis de largement diminuer son influence. En 2004, le biais pouvait atteindre plus de $5^\circ/h$ contre seulement $0,01^\circ/h$ à $0,2^\circ/h$ en moyenne, selon les technologies, à l'heure actuelle [50]. Dans tous les cas, il est nécessaire de re-calibrer les gyromètres avant chaque expérimentation, ce qui contraint son utilisation.

Le magnétomètre

Un magnétomètre est un capteur capable de mesurer soit la norme de la valeur de champ magnétique, soit les composantes du vecteur champ

magnétique dans lequel il est plongé. Il existe des magnétomètres pour toutes les gammes de mesure [51]. Les capteurs magnétiques dédiés à l'analyse du mouvement ont pour but d'évaluer les composantes du vecteur champ magnétique terrestre (pour rappel, sa norme est de $5,10 \times 10^{-5}$ T à Paris).

La calibration du magnétomètre consiste à lui faire effectuer des rotations aléatoires dans le champ magnétique terrestre supposé constant. La calibration permet de corriger l'erreur d'offset, de connaître la sensibilité et les dépendances inter-voies qui peuvent être relativement élevées si les axes sensibles ne sont pas complètement orthogonaux. Les perturbations locales du champ magnétiques peuvent venir parasiter la mesure après calibration. De plus, si le magnétomètre est soumis, même brièvement, à un champ magnétique ou une température élevée, la sensibilité des axes peut être modifiée. Il est donc nécessaire de re-calibrer régulièrement le magnétomètre. Cette calibration peut être faite manuellement.

Le magnétomètre seul permet de déterminer l'orientation d'un objet sur lequel il est fixé par rapport au nord magnétique. Cependant, cette estimation peut rapidement être perturbée par des champs magnétiques externes à priori inconnus.

Conclusion

Bien que parfaitement adaptés à la mesure de données en situation écologique, les différents capteurs magnéto-inertiels actuellement disponibles sur le marché n'offrent pas la possibilité d'obtenir toutes les données cinématiques nécessaires à l'estimation des capacités physiques détaillées au [chapitre 2](#). L'accéléromètre offre la possibilité de déterminer l'assiette des segments corporels, le magnétomètre, son orientation par rapport au nord magnétique et le gyromètre, sa vitesse angulaire avec un biais [52].

Des auteurs ont proposé des méthodes exploitant la redondance d'information provenant de plusieurs accéléromètres pour obtenir l'orientation [53] [54]. Cependant, ces études n'ont pas été plus amplement développées. Aujourd'hui, ces trois capteurs MEMS sont de plus en plus utilisés regroupés au sein d'un même boîtier pour exploiter les avantages de chacun afin d'obtenir des informations supplémentaires. Le regroupement des capteurs précédemment présentés au sein d'un même boîtier permet de créer une centrale inertielle.

3.2 La centrale inertielle pour l'analyse du mouvement ambulateur

Depuis quelques années, les centrales inertielles se sont largement démocratisées et miniaturisées et commencent à faire leur apparition dans la capture et l'analyse du mouvement. Les centrales inertielles sont des systèmes intégrant les trois capteurs MEMS présentés précédemment : l'accéléromètre, le gyromètre et la magnétomètre [55][56]. En biomécanique, l'objectif de ce type de technologie est de déterminer la position et l'orientation des segments corporels dans l'espace. Elles peuvent également embarquer un capteur de température, un dispositif de stockage des données ou encore un dispositif de communication sans fil selon les cas.

3.2.1 Calcul de l'orientation par fusion de données

La centrale ne donne pas directement la pose (position et orientation) dans l'espace. Cependant, la théorie de la navigation inertielle, développée notamment à des fins militaires au XX^{ème} siècle, permet de calculer l'orientation. Pour cela, les mesures issues des capteurs sont associées dans un algorithme. Il existe différents algorithmes qui peuvent se catégoriser selon que l'approche soit déterministe ou stochastique [57].

Définition des repères de travail

Afin de définir l'orientation de la centrale dans l'espace, le [chapitre 2](#) démontre la nécessité de définir un repère \mathcal{R}_0 terrestre associé à la salle de travail (on parle parfois de repère global en navigation inertielle) et un repère \mathcal{R}_l associé à la centrale elle-même (appelé parfois repère local). La mesure de l'accélération de pesanteur par l'accéléromètre donne une information sur la verticale et la mesure du champ magnétique, une information sur le nord magnétique. Ainsi, il apparaît judicieux de choisir une base globale \mathcal{B}_0 dont deux axes sont portés par les direction bas-haut et sud-nord magnétique. Une base globale courante est la base Nord-Ouest-Haut (NOH). L'origine du repère \mathcal{R}_0 peut être quelconque.

Pour le repère local, la base orthonormée directe \mathcal{B}_l est imposée par la géométrie du boîtier (figure [3.4](#)). En effet, la calibration des capteurs est réalisée en se basant sur la géométrie du boîtier. Chaque constructeur propose sa propre base locale. L'origine du repère local est le centre géométrique de la puce contenant les capteurs.

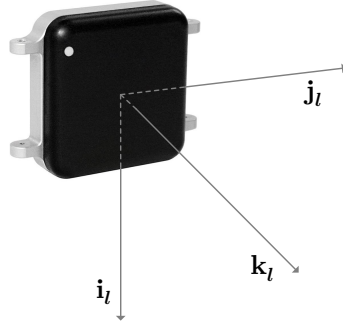


FIGURE 3.4 – Définition du repère local \mathcal{R}_l d'une centrale inertielle

Approche déterministe

Les algorithmes déterministes permettent de résoudre le problème de Wahba [58]. Ce problème suppose l'existence d'un certain nombre de vecteurs (au moins deux) dont les coordonnées sont connues de manière imprécises ou bruitées dans la base propre de la centrale \mathcal{B}_l mais de manière exacte dans la base globale \mathcal{B}_0 [59]. Dans le cas de la centrale inertielle, les vecteurs pesanteur et champ magnétique terrestre sont connus dans \mathcal{B}_0 et sont évalués de manière imprécises dans \mathcal{B}_l grâce à l'accéléromètre et au magnétomètre. Soit $R_{0/l}$ la matrice d'orientation de la base globale à la base locale. Tout vecteur \mathbf{v} peut être exprimé dans la base globale ($\mathbf{v}^{(0)}$) ou dans la base locale ($\mathbf{v}^{(l)}$). Le changement de base d'expression se fait par la relation $\mathbf{v}^{(0)} = R_{0/l} \cdot \mathbf{v}^{(l)}$. Le but du problème de Wahba est donc de trouver $R_{0/l}$ qui minimise la fonction d'erreur $J(R_{0/l})$, définie pour k mesures imprécises ($k = 2$ dans le cadre d'une centrale inertielle) par :

$$J(R_{0/l}) = \frac{1}{2} \cdot \sum_k \omega_k \cdot |\mathbf{v}_k^{(0)} - R_{0/l} \cdot \mathbf{v}_k^{(l)}|^2 \quad (3.1)$$

où :

- $\mathbf{v}_k^{(0)}$ sont les vecteurs exacts exprimés dans \mathcal{B}_0 (pesanteur et champ magnétique terrestre dans le cadre d'une centrale inertielle) ;
- $\mathbf{v}_k^{(l)}$ sont les mêmes vecteurs dans \mathcal{B}_l , connus de manière imprécises ou bruités grâce aux capteurs (accéléromètre et magnétomètre dans le cadre d'une centrale inertielle) ;
- ω_k exprime la confiance accordée à la mesure faite par le capteur du vecteur $\mathbf{v}_k^{(l)}$.

Il existe plusieurs variantes (qui ne seront pas détaillées dans ce mémoire) permettant de résoudre ce problème aux moindres carrés [57]. Les méthodes les plus utilisées sont les méthodes TRIAD (Tri-axial Attitude Determination), QUEST (Quaternion Estimator), FQA (Factored Quaternion Algorithm) et Gauss-Newton [57]. Ces méthodes font intervenir les données de l'accéléromètre et du magnétomètre. Les données du gyromètre étant dynamiques, elles ne peuvent être utilisées dans un algorithme déterministe.

Ces algorithmes ont l'avantage d'être aisés à mettre en place. Cependant, pour que l'estimation soit correcte, l'accélération de la centrale doit être négligeable devant l'accélération de la pesanteur pour ne pas polluer les mesures de l'accéléromètre. De même, le champ magnétique ne doit pas être perturbé par les conditions environnantes. Pour améliorer la précision de la mesure dans le cadre d'utilisation dynamique de la centrale, il est possible de s'appuyer sur un algorithme de fusion stochastique.

Approche stochastique

Il est possible d'envisager de calculer l'orientation en intégrant la mesure de la vitesse angulaire faite par le gyromètre. En effet, le quaternion $\mathbf{q}_{0/1}$ représentant l'orientation de \mathcal{B}_l par rapport à \mathcal{B}_0 est solution de l'équation différentielle suivante [60] :

$$\dot{\mathbf{q}}_{0/1} = \frac{1}{2} \cdot \Omega \cdot \mathbf{q}_{0/1} \quad (3.2)$$

avec :

$$\Omega = \begin{bmatrix} 0 & \omega_z & -\omega_y & \omega_x \\ -\omega_z & 0 & \omega_x & \omega_y \\ \omega_y & -\omega_x & 0 & \omega_z \\ -\omega_x & -\omega_y & -\omega_z & 0 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$\boldsymbol{\omega}_{l/0}^{(l)} = [\omega_x \ \omega_y \ \omega_z]^T$ est le vecteur vitesse de rotation du repère local par rapport au repère global, exprimé dans \mathcal{B}_l .

La résolution de cette équation différentielle à partir des données du gyromètre amène à une estimation médiocre de l'orientation. En effet, les études montrent une forte dérive au cours du temps. L'erreur angulaire peut atteindre 10° en 20 s, et 150° après 6 min [13]. L'estimation de l'orientation à l'aide du gyromètre ne peut donc pas dépasser quelques secondes. Cependant, contrairement aux méthodes déterministes, celle-ci peut se faire en condition dynamique.

Les algorithmes déterministes permettent d'obtenir une estimation de l'orientation sans contrainte de durée mais sont perturbés par les accélérations et les champs magnétiques parasites. À contrario, l'intégration des données gyrométriques n'est pas impactée par ces perturbations mais ne permet une estimation fiable que sur un temps d'acquisition très court. Les algorithmes stochastiques ont pour objectif de combiner ces deux approches afin d'améliorer la précision de l'orientation estimée.

Le filtre complémentaire a été développé en ce sens par Anderson et Fritze [61]. Le principe du filtre complémentaire est d'exploiter les mesures de l'accéléromètre et du magnétomètre lorsque les perturbations sont faibles (mouvements lents et champ magnétique non perturbé) et d'intégrer les mesures du gyromètre lors des mouvements fortement accélérés et en cas de perturbations magnétiques. Le filtre complémentaire autorise donc une estimation de l'orientation de la centrale soumise à de fortes accélérations. Cependant, la centrale doit globalement subir de faibles accélérations car l'intégration du gyromètre n'est précise que sur de très courtes durées. Autrement dit, le filtre complémentaire est adapté dans le cas où la centrale est soumise à un mouvement régulier entrecoupé de chocs brefs [13]. De ce fait, il est assez peu utilisé en biomécanique et est largement supplanté par les filtres de Kalman découlant d'une réflexion bayésienne.

Le filtre de Kalman simple permet de résoudre des problèmes linéaires de fusion de données de capteurs. Le système est modélisé par une équation d'état et une équation de mesure récursive :

$$\mathbf{x}_{t+1} = \mathbf{F}.\mathbf{x}_t + \mathbf{v}_t \quad (3.4)$$

$$\mathbf{y}_t = \mathbf{H}.\mathbf{x}_t + \mathbf{w}_t \quad (3.5)$$

où :

- \mathbf{x}_t est le vecteur d'état du système à l'instant t ;
- \mathbf{y}_t le vecteur de mesure à l'instant t ;
- \mathbf{v}_t le bruit blanc gaussien de process ;
- \mathbf{w}_t le bruit blanc gaussien de mesure ;
- \mathbf{F} la matrice de transition d'état d'un instant t à l'instant $t + 1$;
- \mathbf{H} la matrice d'observation reliant le vecteur d'état au vecteur de mesure.

La filtre de Kalman s'appuie sur une approche probabiliste bayésienne. Les hypothèses sont faites que les variables suivent une densité de probabilité gaussienne. Ainsi, \mathbf{x}_t est décrit par sa loi de probabilité qui se caractérise par une valeur moyenne $\hat{\mathbf{x}}_t$ et une matrice de covariance \mathbf{P}_t . De manière

analogue, \mathbf{v}_t et \mathbf{w}_t sont en moyenne nuls (bruits blancs) et sont caractérisés par des matrices de covariances E_X et E_Y .

Le filtre de Kalman a pour but d'estimer le vecteur d'état du système à l'instant $t + 1$ d'après l'état du système aux instants précédents et les mesures faites à l'instant $t + 1$. Le processus itératif se déroule en deux étapes. La première étape est la prédiction. À partir du modèle dynamique (equation (3.4)), elle permet de prédire la moyenne et la covariance de l'état à l'instant suivant :

$$\hat{\mathbf{x}}_{t+1|t} = F \cdot \hat{\mathbf{x}}_t \quad (3.6)$$

$$P_{t+1|t} = F \cdot P_t \cdot F^T + E_X \quad (3.7)$$

L'étape de mise à jour permet de corriger les erreurs d'estimation en prenant également en compte les informations issues des capteurs du système (\mathbf{y}_{t+1}). La première étape consiste à calculer l'écart \mathbf{r}_{t+1} (ou résidu) entre la prédiction du modèle et la mesure et sa matrice de covariance S_{t+1} :

$$\mathbf{r}_{t+1} = \mathbf{y}_{t+1} - H \cdot \hat{\mathbf{x}}_{t+1|t} \quad (3.8)$$

$$S_{t+1} = H \cdot P_{t+1|t} \cdot H^T + E_Y \quad (3.9)$$

Il est alors possible d'ajuster l'estimation du vecteur d'état proportionnellement au résidu. Le coefficient de proportionnalité optimal K_{t+1} est appelé « gain de Kalman » [62] :

$$K_{t+1} = P_{t+1|t} \cdot H^T \cdot S_{t+1}^{-1} \quad (3.10)$$

$$\hat{\mathbf{x}}_{t+1} = \hat{\mathbf{x}}_{t+1|t} + K_{t+1} \cdot \mathbf{r}_{t+1} \quad (3.11)$$

$$P_{t+1} = P_{t+1|t} - K_{t+1} \cdot H \cdot P_{t+1|t} \quad (3.12)$$

Ces deux étapes permettent d'obtenir la densité de probabilité gaussienne du vecteur d'état \mathbf{x} à l'instant $t + 1$ en caractérisant sa moyenne $\hat{\mathbf{x}}_{t+1}$ et sa matrice de covariance P_{t+1} . La moyenne peut être vue comme l'estimation du vecteur d'état et la matrice de covariance comme l'intervalle de confiance associé à cette prédiction. Les matrices F et H peuvent être dépendantes du temps, selon le problème considéré.

L'algorithme de Kalman présenté ici est dit « simple » car il permet de résoudre un problème linéaire. Dans la pratique, il est aussi possible de traiter des modèles non-linéaires du type :

$$\mathbf{x}_{t+1} = f_{t+1}(\mathbf{x}_t) + \mathbf{v}_t \quad (3.13)$$

$$\mathbf{y}_{t+1} = h_{t+1}(\mathbf{x}_t) + \mathbf{w}_t, \quad (3.14)$$

Pour cela, on utilise la version « étendue » du filtre de Kalman. L'idée est de linéariser localement les fonctions f et h à l'aide d'un développement de Taylor. Les matrices F et H sont alors remplacées par les matrices jacobiniennes des fonctions f et h au voisinage de l'instant t (équations (3.4) et (3.5)).

Pour l'estimation de l'orientation à l'aide des capteurs d'une centrale inertielle, le vecteur d'état se compose des quatre composantes du quaternion d'orientation et éventuellement du biais du gyromètre. Les données du gyromètre sont incluses dans le modèle dynamique. Le modèle dynamique récursif de l'équation (3.4) est obtenu à partir de l'équation différentielle (3.2). Le vecteur de mesure \mathbf{y}_t est composé des mesures issues de l'accéléromètre et du magnétomètre dans le cas d'une approche directe. La relation entre le vecteur d'état \mathbf{x}_t et le vecteur de mesure \mathbf{y}_t est alors non-linéaire.

Une autre approche est souvent envisagée. En effet, il est également possible de fusionner les données de l'accéléromètre et du magnétomètre en amont du filtre de Kalman à l'aide d'un algorithme déterministe afin que le vecteur de mesure \mathbf{y}_t soit une première estimation du quaternion d'orientation. L'approche est alors indirecte. Un schéma de principe d'un tel algorithme est présenté sur la figure 3.5.

Actuellement, les centrales inertielles du marché intègrent presque toutes des filtres de Kalman pour l'estimation de l'orientation. Des recherches ont notamment été faites pour comparer la précision de différents modèles proposés [63]. L'erreur angulaire peut varier de 1° à 50° selon les modèles [63]. Malgré cela, le filtre de Kalman reste la référence pour obtenir l'orientation de la centrale dans l'espace.

3.2.2 Calibration centrale à segment

La fusion de données des capteurs de la centrale permet de déterminer l'orientation de la centrale dans l'espace. Cependant, l'analyse du mouvement humain nécessite de connaître l'orientation des segments corporels. Il convient donc de s'intéresser au lien entre l'orientation de la centrale

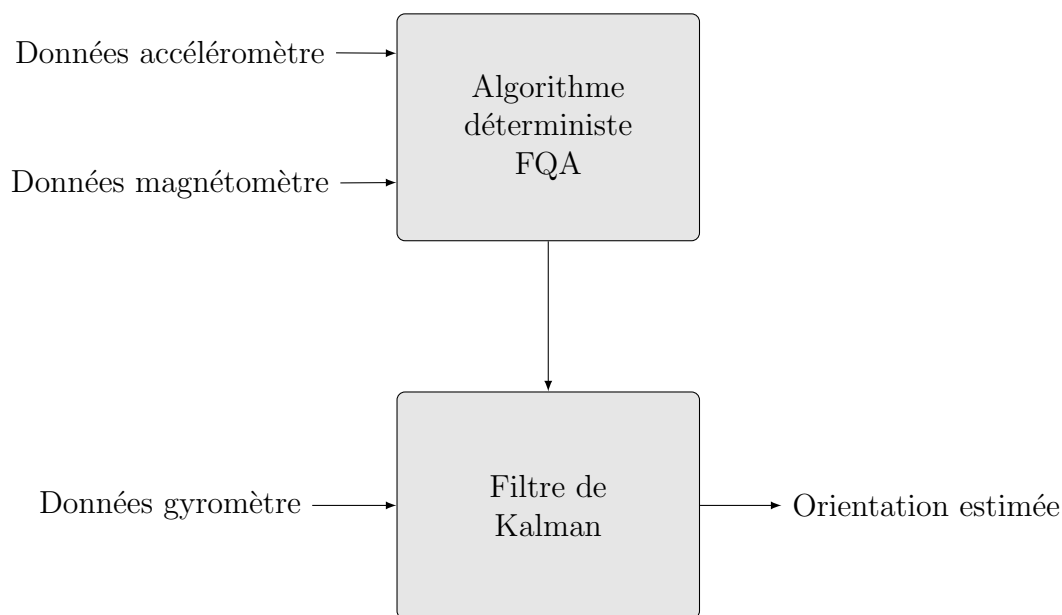


FIGURE 3.5 – Algorithme de Kalman indirect permettant d'estimer l'orientation d'une centrale inertielle

et l'orientation du segment support. Cette orientation est supposée rester constante au cours du temps et est déterminée en amont du mouvement étudié. Il existe quatre types de calibration possible [64] :

- la calibration technique ;
- la calibration statique ;
- la calibration fonctionnelle ;
- la calibration anatomique.

Il est possible de mettre en place une calibration mixant les différentes méthodes.

La calibration technique

Cette calibration consiste à superposer, lors de la fixation de la centrale inertielle, la base de la centrale et la base du segment [64]. la matrice de passage de la base locale de la centrale à la base du segment est alors la matrice identité.

La calibration statique

Cette méthode consiste à demander au sujet de prendre différentes postures statiques permettant de calculer la matrice d'orientation.

La calibration statique comporte au moins deux étapes qui vont permettre de déterminer l'orientation relative entre les bases locales de la centrale et du segment. L'idée est de demander au sujet de prendre des poses dans lesquelles la direction d'un des axes de la base du segment est connue afin de la comparer avec l'accélération de pesanteur mesurée par l'accéléromètre. Par exemple, Palermo et al. [65] propose une première posture où le sujet doit se tenir debout, les bras le long du corps. Ainsi, pour chaque segment étudié, il existe un axe colinéaire au vecteur pesanteur. La seconde posture proposée est allongé sur une table, les bras le long du corps et les pieds droits. Dans cette nouvelle position, un second axe de chaque segment est colinéaire au vecteur pesanteur.

Cette approche peut être associée à une calibration technique partielle [66]. De plus, une seule étape de calibration statique peut être envisagée dans le cas où seuls les mouvements dans le plan sagittal sont étudiés [67].

La calibration fonctionnelle

Cette méthode consiste à demander au sujet d'effectuer des mouvements fonctionnels dont on fera l'hypothèse qu'ils peuvent être assimilés à une rotation autour d'un des axes de la base du segment à calibrer. En comparant deux mouvements fonctionnels du segment à calibrer avec les données du gyromètre fixé sur ce segment, il est possible de déterminer la matrice de calibration [68][69][70].

La calibration anatomique

Avec cette approche, l'objectif est de déterminer l'orientation relative entre la base du segment et la base local de la centrale à l'aide d'outils de calibration (figure 3.6). Ces outils sont composés de pointeurs permettant de se positionner sur les points anatomiques. Ils embarquent également une centrale inertielle dont l'un des axes de mesure est parfaitement aligné avec l'axe formé par les deux pointeurs.

Cette méthode a pour avantage de définir une base anatomique et non technico-fonctionnelle pour chaque segment mais nécessite cependant des outils de calibration dédiés.

D'après la littérature, aucune méthode ne semble mener à une calibration plus précise pour les membres du haut du corps [64]. L'erreur d'orientation

sur la calibration centrale à segment est de l'ordre de 5° à 10° [64]. Ainsi, la précision de la calibration semble suffisante pour analyser le mouvement des segments humains quelle que soit la méthode employée.

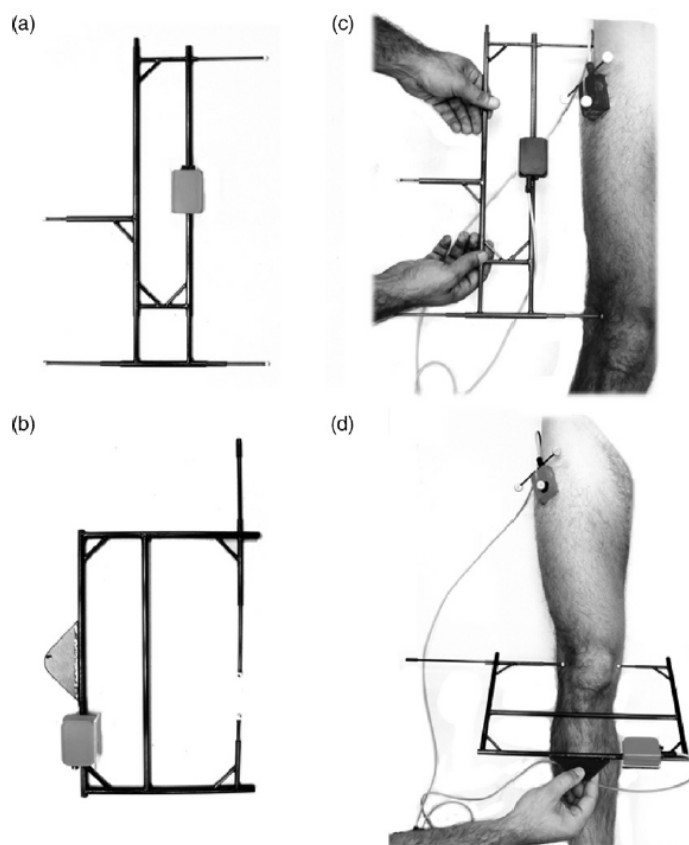


FIGURE 3.6 – Outils de calibration adaptés pour identifier les axes anatomiques (a et b). Calibration centrale à segment de la cuisse (c et d) [4]

3.2.3 Estimation de la position et limites techniques actuelles

Après avoir estimé l'orientation de la centrale et du segment sur lequel elle est fixée, il est envisageable d'estimer la position dans l'espace par intégration des données de l'accéléromètre. La première étape consiste à changer de base d'expression le vecteur mesuré par l'accéléromètre $\mathbf{an}^{(l)}$. L'orientation estimée précédemment permet de passer de la base locale \mathcal{B}_l à la base globale \mathcal{B}_0 (cf equations (2.15) et (2.16)) :

$$\mathbf{an}^{(0)} = \mathbf{R}_{0/l} \cdot \mathbf{an}^{(l)} \quad (3.15)$$

L'expression du vecteur pesanteur étant connu dans \mathcal{B}_0 , il est alors possible de supprimer la composante de pesanteur du vecteur d'accélération non gravitationnelle \mathbf{an} . Le nouveau vecteur ainsi obtenu est alors l'accélération de l'origine du repère de la centrale inertielle \mathcal{R}_l par rapport au repère global \mathcal{R}_0 . Ce vecteur est exprimé dans la base globale.

$$\mathbf{a}_{O_l \in l/0}^{(0)} = \mathbf{an}^{(0)} - \mathbf{g} \cdot \mathbf{k}_0 \quad (3.16)$$

Le processus permettant d'obtenir l'accélération de la centrale est schématisé sur la figure 3.7.

Par la suite, il ne reste plus qu'à intégrer deux fois cette accélération. Connaissant les conditions initiales du mouvement, il sera possible, en théorie, de connaître la vitesse et la position de la centrale. Cependant, en pratique, du fait des bruits de mesure, ces intégrations mènent à une forte dérive et à une estimation très approximative de la vitesse et de la position après seulement quelques secondes [71].

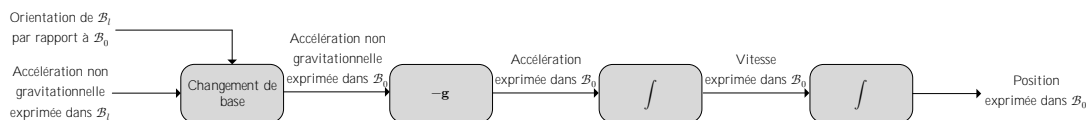


FIGURE 3.7 – Schéma de principe de l'estimation de la position d'une centrale inertielle par double intégration (méthode de navigation à l'estime ou *dead-reckoning*)

L'estimation de la position à l'aide de centrales inertielles dans le cadre de l'analyse du mouvement biomécanique est toujours une thématique de recherche très active. La plupart des études sur ce sujet propose d'utiliser un réseau de centrales positionnées sur différents segments reliés entre eux par des liaisons dans un modèle. L'orientation de la centrale permet alors de piloter le modèle et de déterminer la position des segments à l'aide de la théorie des solides rigides vue au chapitre précédent [72][44] [73] [74] [75]. Les principaux inconvénients de ce type de méthodes sont la nécessité d'utiliser un réseau de centrales qui permettra d'estimer la position des segments par rapport à un segment de référence dit « racine » et la nécessité de modéliser le corps par des segments liés par des liaisons sans liberté de

translation. Ainsi, la position dans le repère global n'est pas complètement définie. Différentes approches proposent de déterminer cette trajectoire. Elle se basent sur l'idée de corriger l'intégration de la vitesse via l'accéléromètre lors des phases où celle-ci est supposée être nulle (*zero-velocity update*) [76] [77] [78].

3.3 Bilan

Les technologies d'analyse et de capture du mouvement se sont largement diversifiées au cours des dernières années. Les systèmes optoélectroniques offrent encore les résultats les plus précis et restent donc la méthode de référence. Cependant, les inconvénients inhérents à ce type de systèmes tendent à ce qu'ils soient remplacés, au moins pour les études en situation de routine clinique, par des systèmes offrant une meilleure polyvalence. En ce sens, la centrale inertielle apparaît comme une technologie prometteuse pour estimer les données cinématiques lors du mouvement mais nécessite le développement de méthodes pour améliorer leur fiabilité.

Cependant, la centrale inertielle n'offre pas une précision suffisante pour le calcul de la vitesse et de la position. Les limites de la technologie actuelle induisent une dérive importante lors de l'intégration des données accélérométriques.

Chapitre 4

Identification des paramètres inertiels des segments corporels

Sommaire

4.1 Les méthodes par imagerie médicale	58
4.2 Les méthodes d'identification par dynamique inverse	59
4.3 Les méthodes volumétriques	59
4.3.1 Les scanners tri-dimensionnels	60
4.3.2 La stéréo-photographie et les caméras de profondeur	61
4.4 Les tables anthropométriques et équations de régression	62
4.5 Bilan	63

Outre les données cinématiques liées aux mouvements, le [chapitre 2](#) a fait apparaître la nécessité d'estimer les paramètres inertiels des segments corporels (PISs) pour évaluer l'énergie mécanique du corps humain. Ces PISs sont au nombre de dix par segment dans le cadre de l'hypothèse de corps rigide. Ils incluent la masse, les trois composantes de la position du centre de masse et les six coefficients de la matrice d'inertie.

Les études concernant l'estimation des PISs sont nombreuses dans la littérature. Les premiers travaux remontent au XVII^{ème} siècle et sont attribués à Borelli (1680) [79]. Au XX^{ème} siècle, des études de référence ont été menées par Dempster (1955) [80]. Ces travaux s'appuient sur l'analyse de cadavres adultes. Depuis, les avancées technologiques ont permis de diversifier les

méthodes d'évaluation des PISs.

4.1 Les méthodes par imagerie médicale

Les méthodes d'estimation des PISs les plus précises font intervenir les technologies par imagerie médicale [81] [82]. Elles permettent d'obtenir des informations sur la composition des structures internes (tissus, os cortical, os spongieux, etc.) d'un sujet vivant. Cependant elles nécessitent un équipement biomédical spécifique. De plus, elles soumettent le sujet à des rayonnements ionisants [5], ce qui pose des problèmes évidents d'éthique. Néanmoins, ces méthodes restent utilisées comme référence de par leur précision dans de nombreuses études [81] [82] [83]. Un schéma de scanner à absorption biphotonique à rayon X permettant d'effectuer une radiographie complète du corps humain est proposé sur la figure 4.1.

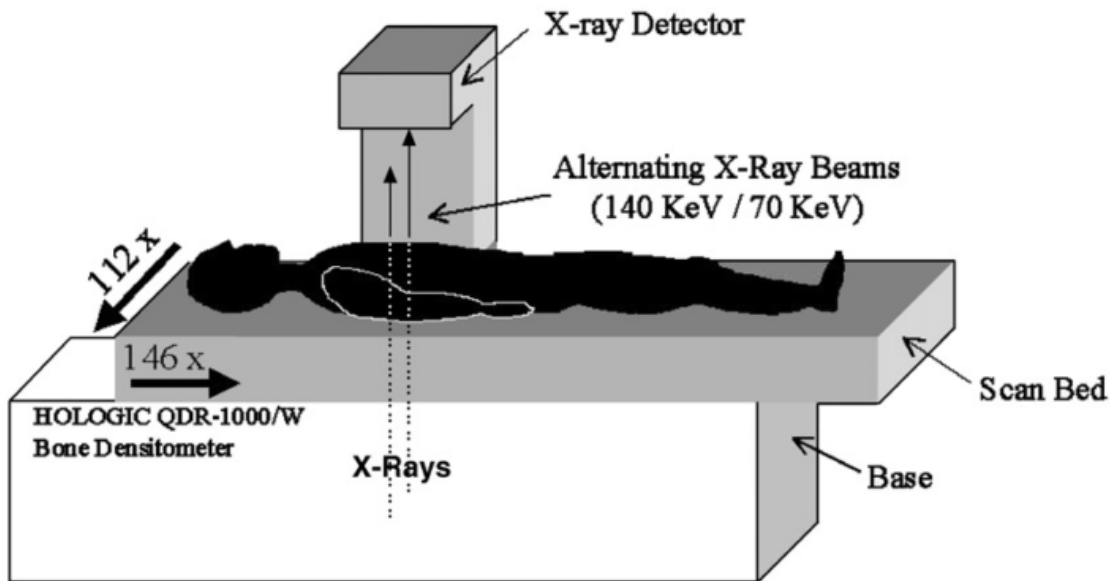


FIGURE 4.1 – Schéma de principe d'un scanner à absorption biphotonique à rayon X issu de Durkin et al. (2002) [5]

Bien que l'imagerie médicale offre la possibilité de déterminer spécifiquement pour chaque individu les PISs, elle apparaît incompatible avec une utilisation lors de routines cliniques.

4.2 Les méthodes d'identification par dynamique inverse

Une méthode inspirée du domaine de la robotique a été proposée par Vaughan et al. [84] puis Venture et al. [85] et Ayusawa et al. [86]. Cette méthode est appelée identification en robotique. Elle consiste à déterminer les paramètres inertiels qui permettent de retrouver via la dynamique inverse les efforts externes appliqués au sujet. La comparaison des efforts évalués par la dynamique inverse à ceux fournis par une plateforme de force amène à un problème d'identification qui peut être résolu par la méthode des moindres carrés par exemple [85]. Cette méthode ne fait aucune hypothèse concernant la densité ou la forme des segments [87] et a été validée [88]. Cependant, cette approche nécessite d'effectuer une série de mouvements dont l'exécution peut s'avérer délicate pour un sujet pathologique et/ou âgé. De plus, la méthode nécessite un matériel de capture du mouvement spécifique (système optoélectronique et plateformes de force). Une telle approche est donc incompatible pour une utilisation en situation écologique de routine clinique.

En 2015, Bonnet et Venture ont repris ce principe mais tentent d'adapter la méthode à des technologies moins onéreuses [89]. Ils proposent ainsi d'utiliser la caméra de profondeur Microsoft KinectTM et la Wii Balance BoardTM. Cette approche permet d'obtenir en temps réel les paramètres inertiels du sujet. De plus, la précision est acceptable même si l'information peut se dégrader rapidement en cas de mouvements hors plan [89]. A l'heure actuelle, cet outil n'a été validé que pour un modèle simplifié et plan du corps humain [89]. Cette approche nouvelle à très faible coût apparaît prometteuse pour l'obtention des PISs.

4.3 Les méthodes volumétriques

Différentes études ont permis de définir des méthodes capables d'évaluer plus simplement les PISs de manière spécifique. Elles s'appuient sur la connaissance de la géométrie tri-dimensionnelle des segments corporels. Elles ont l'avantage d'être peu onéreuses et ambulatoires mais nécessitent de faire des hypothèses sur la répartition de la masse dans les segments. En effet, bien souvent, la masse volumique des segments est supposée constante et homogène.

4.3.1 Les scanners tri-dimensionnels

Des méthodes par scanners tri-dimensionnels et lasers ont fait leur apparition pour l'évaluation des PISs [90] [91]. Leur prix abordable et leur facilité d'utilisation les rendent intéressantes pour l'évaluation du volume des différents segments. Des hypothèses doivent cependant être faites concernant la répartition de la masse. La plupart des études font l'hypothèse d'une densité uniforme [90] [91]. La précision est donc moindre mais l'analyse est totalement non-invasive pour le sujet et reste plus accessible qu'avec les outils optoélectroniques ou d'imagerie médicale. Depuis quelques années, il existe des scanners dits « à main » où il suffit de se déplacer autour du sujet à scanner pour obtenir une modélisation 3D en direct sur un logiciel de conception assistée par ordinateur. Un exemple de scanner à main est présenté sur la figure 4.2.



FIGURE 4.2 – Exemple de scanner tri-dimensionnel à main (modèle Artec[®] MHT, artec3d.com)

Les scanners tri-dimensionnels sont déjà largement employés en retro-conception pour numériser des systèmes mécaniques. Ce type d'unité portable apparait compatible avec une utilisation en situation écologique par sa grande portabilité et sa rapidité de mise en œuvre (il faut compter quelques minutes pour la numérisation d'un segment corporel). Cependant, les quelques études concernant l'estimation des PISs via ce type d'instrument n'ont pas encore été suffisamment validées, notamment en terme de précision par rapport au standard que constituent les systèmes par imagerie médicale.

4.3.2 La stéréo-photographie et les caméras de profondeur

Des techniques par photographies multi-angles ont également vu le jour [6]. Ces techniques s'appuient sur des clichés photographiques simultanés pris selon différents points de vue pour reconstruire les segments corporels en trois dimensions.

Cette technique nécessite, selon les auteurs, au moins 18 appareils photos. Chaque appareil est connecté à une carte Raspberry Pi qui permet de synchroniser la prise d'image. La reconstruction 3D se fait dans un second temps, lors d'une étape de post-traitement. Le sujet doit être placé au centre du champ formé par les 18 appareils connectés (RPis) et quatre projecteurs permettant d'augmenter la luminosité (figure 4.3). Cette technique s'inspire largement des systèmes de capture du mouvement par caméras.

A la connaissance de l'auteur, cette méthodologie n'a pas fait l'objet d'une recherche plus approfondie.

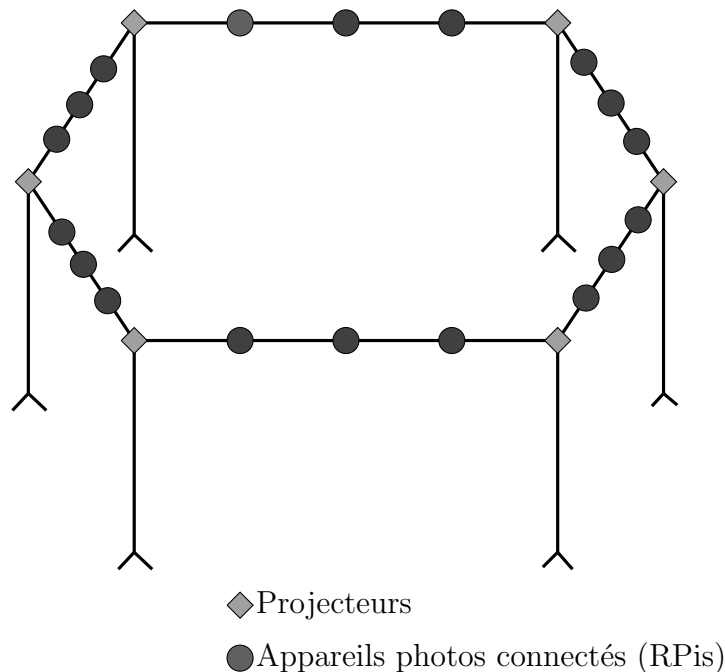


FIGURE 4.3 – Schéma de présentation du scanner multi-caméras composé de 18 appareils photos (RPis) et de quatre projecteurs proposé par Peyer et al. (2015) [6]

La caméra de profondeur Microsoft Kinect™ a également été envisagée

pour obtenir la modélisation tri-dimensionnelle des segments corporels et ainsi obtenir les PISs. Clarkson et al. (2012) proposent un système connecté de quatre KinectTM de première génération pour effectuer une numérisation 3D complète du corps. Les caméras sont disposées en rectangle sur des trépieds à même hauteur (voir figure 4.4). Après une phase de calibration, cette technique peu onéreuse et rapide permet d'obtenir une bonne précision sur le calcul du volume (comparé au volume obtenu par un scanner laser) [7]. L'obtention des PISs est, là encore, soumise à des hypothèses concernant la répartition de masse (densité uniforme). Une nouvelle étude de la même équipe met en avant le potentiel de cette technique pour obtenir à moindre coût les PISs [92].

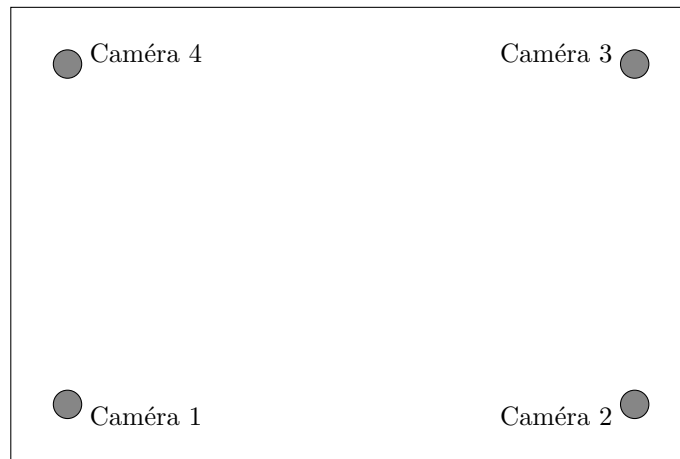


FIGURE 4.4 – Schéma de positionnement des caméras Microsoft KinectTM proposé par Clarkson et al. (2012) [7] pour effectuer un scan tri-dimensionnel du corps humain complet

4.4 Les tables anthropométriques et équations de régression

Les méthodes présentées précédemment permettent de déterminer spécifiquement les PISs. Bien souvent, ces techniques sont difficilement accessibles mais elles ont permis de définir des tables anthropométriques représentatives d'une population (McConville et al., 1980 [93] ; Young et al., 1983 [94] ; Zatsiorsky et al., 1983, 1990, 1993 [95] [96] [97] [98] ; De Leva, 1996 [99] et plus récemment Dumas et al., 2007 [11]).

Les méthodes utilisées pour l'évaluation des PISs et la mise en place de tables anthropométriques sont diverses [100] :

- Balances ou plateformes de force pour évaluer la masse ou le centre de masse ;
- Photogrammétrie ;
- Vibration mécanique ;
- Imagerie par rayons X ou gamma ;
- Imagerie par rayonnement magnétique.

Pour les cas particuliers, les PISs sont déterminés à l'aide de modèles mathématiques et/ou d'équations de régression et ne sont donc pas personnalisés. Les modélisations particulières doivent tenir compte de la population prise en compte lors de la mise en place du modèle. Il existe des modèles spécifiques pour diverses populations : Ho Hoang et Mombaur, 2015 [101] pour les personnes âgées, Cheng et al., 2000 [81] pour une population d'adultes chinois, etc.

Néanmoins, malgré les nombreuses populations prises en compte par les chercheurs, les disparités au sein d'une même population ne sont pas prises en compte et certains sujets (notamment pathologiques ou obèses) n'entrent dans aucun modèle proposé. A l'heure actuelle, il y a un consensus pour dire que les PISs ne sont pas estimés assez précisément avec les tables anthropométriques. Cependant, celles-ci offrent l'avantage de fournir une estimation très rapide et sont encore utilisées dans la majorité des études pour des raisons de simplicité.

4.5 Bilan

Comme vu au [chapitre 2](#), l'estimation de l'énergie mécanique des segments corporels pendant une activité physique nécessite la connaissance de données inertielles propres aux segments. Ce chapitre propose une revue des différentes technologies disponibles actuellement pour obtenir ces informations.

Les données inertielles des segments corporels sont souvent déterminées grâce à des tables anthropométriques. Cette solution est notamment prisée pour sa simplicité. Cependant, une estimation spécifique pour chaque individu serait plus appropriée. Des technologies peu onéreuses apparaissent et permettent d'envisager des évolutions en ce sens. Les scanners tri-dimensionnels et les caméras de profondeur offrent notamment la possibilité de déterminer le volume des segments. Le nombre d'études reste réduit concernant l'estimation spécifique des paramètres inertiels.

Chapitre 4. Identification des paramètres inertiels des segments corporels

Bien que des méthodes volumétriques de plus en plus abordables soient proposées, seules les tables anthropométriques semblent compatibles avec une démarche de routine clinique à l'heure actuelle.

Synthèse générale et objectifs de travail

Cette revue de la littérature a permis de mettre en avant, dans le [chapitre 1](#), la nécessité de proposer un test quantifié des capacités physiques pour améliorer le bien-être et le bien-vieillir des séniors. De plus en plus d'études s'intéressent à développer un protocole utilisable en routine clinique. Les capteurs magnéto-inertiels, couplés au sein d'une centrale inertielle, autorisent ce type de mesure. Comme décrit au [chapitre 3](#), ces instruments offrent des opportunités nouvelles par rapport à la technique opto-électronique utilisée en laboratoire. En effet, la portabilité et le faible coût des centrales répondent parfaitement aux besoins de quantification du mouvement en situation écologique. Le développement des algorithmes a permis d'estimer l'orientation et donc les angles articulaires mais les mesures de la position et de la vitesse de translation restent toujours un sujet de recherche actif. D'autre part, peu de travaux quantifient la précision des mesures réalisées à l'aide de ces instruments lors de tests gériatriques. En effet, dans la plupart des cas, les auteurs se concentrent sur la possibilité d'identifier des populations chuteuses ou fragiles.

Les recherches pour quantifier les tests gériatriques ont permis d'identifier des paramètres spatio-temporels corrélés aux personnes chuteuses ou fragiles. Cependant, les études ont été réalisées sur des personnes avec une pathologie déjà diagnostiquée. Il apparaît nécessaire de mesurer les pertes de capacités physiques avant l'apparition des pathologies afin de pouvoir prévenir les risques. De ce fait, le développement d'un outil capable de classifier l'individu en fonction de ses capacités physiques paraît indispensable.

En outre, d'autres paramètres, basés notamment sur l'énergie mécanique explicitée au [chapitre 2](#) semblent tout aussi pertinents mais restent diffici-

lement estimables à l'aide d'une centrale inertielle. Le calcul de l'énergie nécessite également l'estimation des paramètres inertiels des segments humains. Comme décrit au [chapitre 4](#), celle-ci peut se faire à l'aide de tables anthropométriques, sans outil dédié. Les scanners 3D à main et les caméras de profondeur offrent l'opportunité de mesures en situation de routine clinique mais leur utilisation reste mal maîtrisée pour la mesure des PISs.

Dans le cadre de cette thèse, nous avons fait le choix de nous concentrer sur le mouvement transitoire du lever de chaise qui est le mouvement le plus difficile pour le patient lors du test de timed-up and go [24]. En effet, il nécessite une bonne coordination, un équilibre lors du balancement vers l'avant et suffisamment de force dans les membres inférieurs.

L'objectif de la thèse est alors double.

- Dans un premier temps, le but sera de valider les paramètres, mesurés à l'aide d'une centrale inertielle, qui semblent significativement évoluer pour des populations à risques d'après la littérature. De plus, il sera nécessaire de développer un algorithme capable d'estimer l'énergie développée lors du mouvement afin de proposer de nouveaux paramètres pertinents. Ce travail sera détaillé dans la prochaine partie du manuscrit.
- Dans un second temps, il conviendra de mettre en place un protocole de mesure et un outil de quantification permettant de rendre compte des capacités physiques de l'individu au cours de sa vie. Cet outil devra donc rendre compte de l'effet de l'âge mais également de l'augmentation de la fragilité. Idéalement, pour un individu donné, cet outil devra être en mesure de retracer l'évolution des capacités physiques au cours de la vie.

Troisième partie

Méthode de calcul et validation
des données cinématiques et
énergétiques quantifiées à
l'aide d'une centrale inertielle
lors du lever de chaise

Chapitre 5

Matériels et méthodes

Sommaire

5.1	Description du lever de chaise et choix du positionnement de la centrale inertielle	70
5.2	Participants à l'étude	72
5.3	Protocole expérimental	72
5.4	Estimation des paramètres cinématiques et énergétiques du tronc à l'aide de la centrale inertielle	75
5.4.1	Accélération de la centrale inertielle	77
5.4.2	Détection du début et de la fin de la transition assis / debout	78
5.4.3	Vitesse angulaire du tronc	78
5.4.4	Angle d'inclinaison du tronc	79
5.4.5	Vitesse du centre de masse du buste	80
5.4.6	Énergie cinétique du tronc	83
5.5	Traitement des données optoélectroniques	84
5.5.1	Accélération de la centrale	84
5.5.2	Détection du début et de la fin de la transition assis / debout	85
5.5.3	Vitesse angulaire du tronc	85
5.5.4	Angle d'inclinaison du tronc	87
5.5.5	Vitesse du centre de masse du buste	87
5.5.6	Énergie cinétique du tronc	87
5.6	Analyses statistiques	88
5.6.1	Détermination des constantes de l'algorithme de détection de mouvement	88

Les centrales inertielles offrent l’opportunité de quantifier les tests gériatriques. Ce sont des outils légers, ambulatoires et non invasifs. Cependant, les données cinématiques évaluées par ce type d’unités lors de tests gériatriques comme le lever de chaise n’ont pas été validées. L’objectif de cette partie sera donc de valider ces mesures.

5.1 Description du lever de chaise et choix du positionnement de la centrale inertielle

Le lever de chaise est l’une des tâches de la vie quotidienne la plus courante. Cette transition posturale requière une coordination optimale, un bon équilibre et suffisamment de force musculaire. L’objectif de cette transition est d’amener le centre de gravité vers l’avant puis vers le haut. Les études cinématiques de ce mouvement retiennent essentiellement deux étapes clés [10] :

- La première étape consiste en une flexion du tronc où l’individu positionne son centre de masse. L’intérêt est de rapprocher le centre de masse au dessus de la surface de sustentation une fois debout. Lors de cette étape, la personne reste en contact avec l’assise ;
- La seconde étape se déclenche lorsque le contact avec l’assise est rompu. Dans cette phase, la personne produit une extension des genoux, des chevilles et du tronc afin d’élever le centre de masse du corps. Lorsque le contact avec l’assise est rompu, le sujet est, pendant une courte période, en position de déséquilibre : le centre de masse est en arrière de la surface de sustentation. L’extension des articulations aura pour effet de ramener le centre de masse à une position d’équilibre.

Schenkman et al. [8] et Kralj et al. [9] proposent une décomposition plus fine en quatre phases distinctes. Ces phases sont décrites précisément dans la thèse de Chorin [10]. Les différentes phases sont présentées sur la figure 5.1.

La première phase consiste à initialiser le mouvement via une flexion du tronc et se termine lors du décollement du postérieur. Elle peut se décomposer en deux sous-phases : d’abord une accélération puis une décélération horizontale du tronc.

5.1 Description du lever de chaise et choix du positionnement de la centrale inertielle

La deuxième phase démarre au décollage des fesses et se termine lorsque la flexion plantaire est maximale. Elle se caractérise par un tronc maintenu en position fléchi et par une accélération verticale du tronc.

La troisième phase débute lors de l'extension des membres inférieurs et se termine lors de l'extension finale des hanches. Cette phase demande une grande force des muscles des membres inférieurs et permet la verticalisation du tronc. Il est possible de distinguer une sous-phase d'accélération et une sous-phase de décélération.

La quatrième et dernière phase, à la fin de l'extension, consiste en une période de stabilisation en position debout.

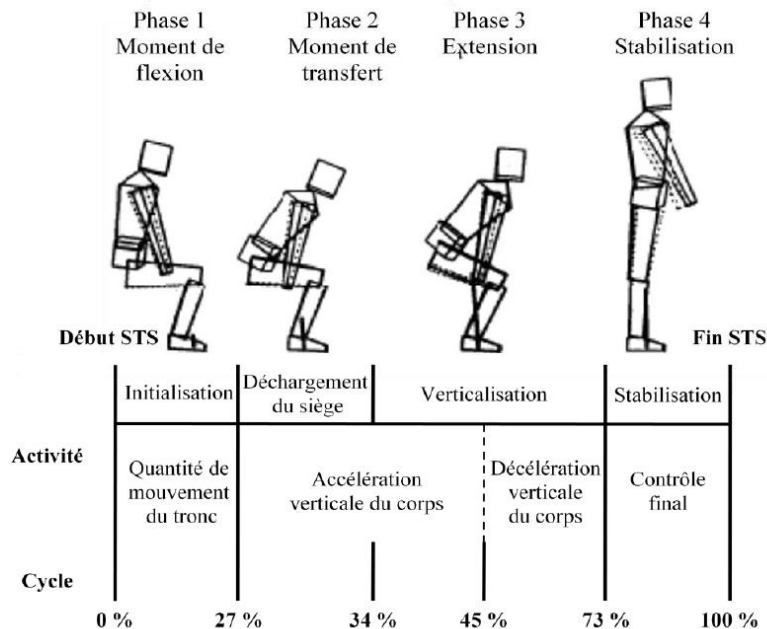


FIGURE 5.1 – Description des phases de la transition assis / debout définies par Schenkman et al. [8] et Kralj et al. [9] (figure modifiée par Chorin [10])

La description de la transition assis / debout montre bien l'importance de la maîtrise de l'équilibre postural. D'après la littérature, la stratégie évolue selon que le sujet soit valide ou présente une faiblesse musculaire. Dans le premier cas, la flexion du tronc de la première phase est légère et la vitesse du centre de gravité suivant la direction antéropostérieure est importante [102]. Cette stratégie nécessite un bon contrôle de l'équilibre. La seconde stratégie consiste à commencer par une forte flexion du tronc. Cette flexion

permet de positionner le centre de masse au dessus de la future surface de sustentation une fois debout [102]. Ainsi, le sujet réalise l’extension des genoux sans avoir été en position de déséquilibre. Cette stratégie est privilégiée par les personnes ayant des faiblesses musculaires et ne pouvant pas contrôler l’énergie cinétique lors du décollement du siège qui risquerait de provoquer une chute vers l’avant [10]. Paradoxalement, cette stratégie de « stabilisation » nécessite pourtant plus de force musculaire des membres inférieurs et est donc plus difficile à réaliser. En effet, il n’est pas possible avec cette stratégie de transformer l’énergie cinétique de la première phase en énergie potentielle de pesanteur et ainsi faciliter la verticalisation.

Dans la description de la transition de lever de chaise, le tronc est le segment le plus lourd et le plus dynamique. Ainsi, il constitue la principale source d’énergie mécanique et de mouvement. De plus, comme vu précédemment, il joue un rôle clef dans la stratégie de lever. Par conséquent, il apparait judicieux de positionner la centrale inertielle à proximité du centre de masse du tronc. Le choix a donc été fait de la positionner sur le sternum à l’aide de la sangle fournie par le constructeur APDM.

5.2 Participants à l’étude

Dans cette étude de validation des données cinématiques et énergétiques lors du lever de chaise, 26 sujets sains ont été inclus : 14 hommes et 12 femmes dont les données morphologiques sont résumées dans le tableau 5.1.

Genre	Âge (années)	Masse (kg)	Taille (cm)
Homme	29 ± 4	74 ± 12	175 ± 7
Femme	23 ± 3	58 ± 8	165 ± 7

TABLEAU 5.1 – Données morphologiques des sujets inclus dans l’étude de validation des paramètres cinématiques et énergétiques lors du lever de chaise

Tous les participants ont donné leur consentement avisé et éclairé pour cette étude et ont déclaré ne pas avoir de problème de santé pouvant influencer leurs mouvements lors de la transition assis / debout.

5.3 Protocole expérimental

Chaque participant a été équipé d’une centrale inertielle de gamme Opal de la marque APDM (Portland, États-Unis) fixée sur le buste à environ deux

tiers de la hauteur du sternum. La centrale est composée d'un gyroscope 3D, d'un accéléromètre 3D et d'un magnétomètre 3D. Le positionnement est réalisé visuellement par l'opérateur. La fixation de la centrale se fait à l'aide d'une sangle élastique (figures 5.2 et 5.4). L'opérateur réalise une calibration technique afin que l'un des axes de la centrale corresponde à la direction médio-latérale.

Dix-sept marqueurs réfléchifs ont également été fixés sur des points anatomiques (figure 5.3). La définition des différents points anatomiques utilisés est donnée dans le tableau 5.2. Trente six caméras d'un système optoélectronique Vicon (Oxford, Royaume-Uni) ont été positionnées autour du sujet pour traquer la position de chaque marqueur. La chaise utilisée est sans dossier (tabouret) d'une hauteur standard de 45 cm (figure 5.4). Le tabouret permet d'éviter les différences entre sujets qui s'appuieraient ou non sur le dossier. La centrale inertielle communique avec un PC d'acquisition par ondes radio via une antenne réceptrice branchée en USB. Les signaux sont réceptionnés à 80 Hz. Les données des caméras Vicon sont réceptionnées via un second PC et enregistrées à 100 Hz.

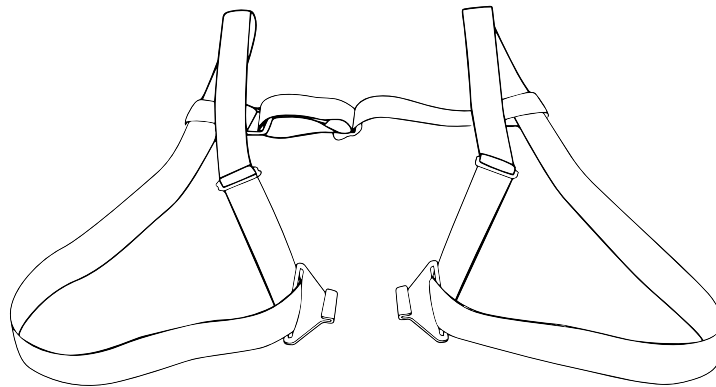


FIGURE 5.2 – Sangle fournie par APDM pour la fixation de la centrale inertielle sur le sternum du sujet

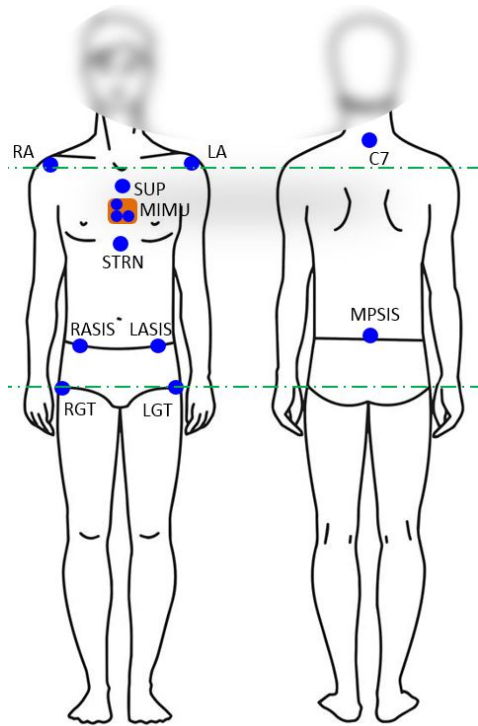


FIGURE 5.3 – Positionnement des marqueurs sur les points anatomiques et de la centrale inertielle sur le sternum



FIGURE 5.4 – Sujet équipé des marqueurs et de la centrale inertielle

Chaque participant a réalisé trois sessions composées chacune de cinq transitions assis / debout. Lors de la première session, l'expérimentateur demande au sujet de s'installer confortablement, les pieds posés à plat sur le sol. Ensuite, il l'invite à se lever sans instruction particulière puis de rester en position debout devant la chaise pour enregistrer un mouvement à rythme spontané. Lors de la seconde session, le sujet doit se lever le plus rapidement possible. Enfin, dans la dernière session, l'expérimentateur demande au sujet de se lever lentement. Chaque lever de chaise est enregistré indépendamment par la centrale et le système Vicon. Le sujet a environ 15 s à 20 s de repos entre chaque transition.

Pour chaque sujet, il en résulte quinze enregistrements avec les centrales et quinze enregistrements avec le système Vicon. Les enregistrements Vicon sont ré-échantillonnés à 80 Hz (fréquence d'acquisition de la centrale) à l'aide d'une interpolation linéaire. Aucun filtrage n'a été réalisé sur les signaux

5.4 Estimation des paramètres cinématiques et énergétiques du tronc à l'aide de la centrale inertielle

acquis avec les deux systèmes de mesure.

Une fois les sessions de lever de chaise réalisées, la masse et la taille sont mesurées à l'aide d'un pèse-personne et d'une toise.

Acronymes	Définitions
C7	7 ^{ème} cervicale
MPSIS	Point milieu entre les crêtes iliaques postéro-supérieures
RA et LA	Acromions droit et gauche
SUP	Suprasternal
STRN	Extrémité du sternum
RASIS et LASIS	Crêtes iliaques antéro-supérieures droite et gauche
RGT et LGT	Grands trochanters droit et gauche
MIMU	Ensemble de trois marqueurs positionnés sur la centrale

TABLEAU 5.2 – Points anatomiques utilisés pour l'emplacement des marqueurs passifs du système optoélectronique Vicon

5.4 Estimation des paramètres cinématiques et énergétiques du tronc à l'aide de la centrale inertielle

Pour le traitement des données issues de la centrale inertielle, il est nécessaire de définir trois repères (voir figure 5.5).

Le premier repère est le repère global \mathcal{R}_0 , composé d'une origine O située n'importe où au niveau du sol du laboratoire et d'une base orthonormée directe Nord-Ouest-Haut notée $\mathcal{B}_0 = (\mathbf{i}_0, \mathbf{j}_0, \mathbf{k}_0)$.

Le second repère \mathcal{R}_c est associé à la centrale inertielle. Il est composé d'une origine C située au centre du boîtier et d'une base $\mathcal{B}_c = (\mathbf{i}_c, \mathbf{j}_c, \mathbf{k}_c)$ définie par le constructeur (voir figure 3.4). Par hypothèse, le centre du boîtier est supposé être le centre de la puce de capteurs.

Le dernier repère \mathcal{R}_b est associé au buste et suit la définition de Dumas et al. [11]. L'origine est le centre articulaire des cervicales, noté ici CJC et la base est $\mathcal{B}_b = (\mathbf{i}_b, \mathbf{j}_b, \mathbf{k}_b)$. \mathbf{k}_b part du centre articulaire des lombaires (LJC) vers CJC. \mathbf{i}_b est normal au plan contenant LJC, CJC et SUP. Pour finir, $\mathbf{j}_b = \mathbf{k}_b \times \mathbf{i}_b$.

La calibration technique permet de faire l'hypothèse que \mathbf{i}_b et \mathbf{j}_c sont colinéaires et donc que le plan $(C, \mathbf{i}_c, \mathbf{k}_c)$ est parallèle au plan sagittal.

Chaque enregistrement de lever de chaise via la centrale est traité indépendamment. Les données utiles aux calculs des données cinématiques et énergétiques se composent, à chaque instant t de :

- $\mathbf{an}_{C \in c/0}^{(c)}$: vecteur de l'accélération non-gravitationnelle de l'origine de la centrale, exprimé dans la base \mathcal{B}_c ;
- $\boldsymbol{\omega}_{c/0}^{(c)}$: vecteur vitesse de rotation de la centrale, exprimé dans la base \mathcal{B}_c ;
- $\mathbf{q}_{0/c}$: quaternion d'orientation de la base \mathcal{B}_c par rapport à la base \mathcal{B}_0 , obtenu par l'algorithme de fusion de données constructeur.

Par la suite, les calculs seront faits en utilisant la matrice d'orientation $R_{0/c}$ équivalente au quaternion $\mathbf{q}_{0/c}$. La relation entre $\mathbf{q}_{0/c}$ et $R_{0/c}$ est donnée via l'équation (2.12).

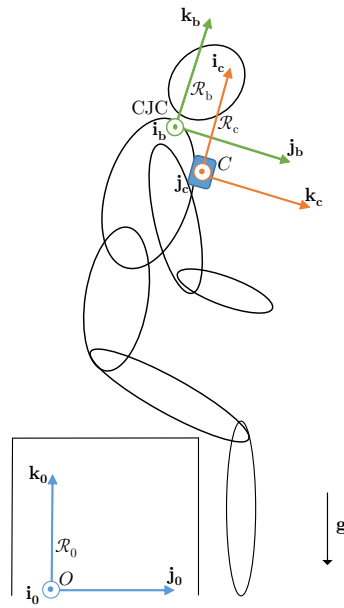


FIGURE 5.5 – Définitions des différents repères de l'étude

Les études de la cinématique montrent l'importance de l'accélération du buste lors des phases 1, 2 et 3 (voir figures 5.1). La centrale inertielle ne permet pas d'accéder directement à l'accélération du centre de masse du buste. Par la suite, il sera fait l'hypothèse que la centrale inertielle est parfaitement

5.4 Estimation des paramètres cinématiques et énergétiques du tronc à l'aide de la centrale inertielle

solidaire du buste. Sous cette hypothèse, \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_b n'ont aucun mouvement relatif. Ainsi, l'analyse de l'accélération du buste peut s'envisager à travers l'accélération du centre de la centrale.

D'autre part, le temps mis pour réaliser la transition est un paramètre clef qui doit être mesuré à l'aide de la centrale.

La description de Schenkmann et al. [8] montre également que la flexion vers l'avant du buste est une phase importante du mouvement qui conditionne la stratégie pour les phases suivantes. De ce fait, il apparaît indispensable de calculer l'angle et la vitesse de flexion.

Enfin, l'énergie créée joue un rôle. Elle sera plus importante chez un individu maîtrisant son équilibre. L'estimation de l'énergie cinétique du tronc nécessite le calcul de la vitesse du centre de masse du tronc via les données de la centrale.

Dans la suite de cette section, les algorithmes pour calculer ces informations à l'aide des données mesurées au court du lever de chaise par la centrale seront présentées.

5.4.1 Accélération de la centrale inertielle

Pour commencer, il est nécessaire de calculer l'accélération de l'origine de la centrale. Pour cela, il faut supprimer la composante gravitationnelle de $\mathbf{an}_{C \in c/0}^{(c)}$. Cependant, le vecteur pesanteur est connu dans la base \mathcal{B}_0 et non dans \mathcal{B}_c :

$$\mathbf{g}^{(0)} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -g \end{bmatrix}_0 \quad (5.1)$$

Il convient ainsi de changer la base d'expression de l'accélération non-gravitationnelle à l'aide de la matrice d'orientation $\mathbf{R}_{0/c}$:

$$\mathbf{an}_{C \in c/0}^{(0)} = \mathbf{R}_{0/c} \cdot \mathbf{an}_{C \in c/0}^{(c)} \quad (5.2)$$

Par la suite, il est possible de supprimer la composante de pesanteur et ainsi obtenir l'accélération de l'origine de \mathcal{R}_c exprimé dans la base \mathcal{B}_0 :

$$\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)} = \mathbf{an}_{C \in c/0}^{(0)} + \mathbf{g}^{(0)} \quad (5.3)$$

5.4.2 Détection du début et de la fin de la transition assis / debout

Les données cinématiques et énergétiques doivent être estimées pendant la transition assis / debout. Le début de la transition se définit comme l'instant où le sujet commence à bouger pour se lever et la fin comme l'instant où le sujet se trouve complètement en position debout, genoux en extension.

Un algorithme de détection du mouvement a été implémenté en se basant sur le concept de *zero-velocity update* [103][104][105]. Cet algorithme utilise les composantes du quaternion d'orientation (q_0, q_1, q_2 et q_3) et l'accélération verticale (3^{ème} composante de $\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)}$, notée a_z) pour définir l'instant de début du mouvement t_b et l'instant de fin du mouvement t_f . L'enregistrement est réalisé entre les instants t_0 et t_{end} . Ainsi, t_b est défini par l'algorithme comme le premier instant t ($t \in [t_0, t_{end}]$) qui permet de respecter au moins une des conditions suivantes :

$$\left\{ \begin{array}{l} \exists i \in \llbracket 0, 3 \rrbracket, \quad |q_i(t) - q_i(t_0)| > th_q \\ |a_z(t)| > th_a \end{array} \right. \quad (5.4)$$

De manière similaire, l'instant t_f est défini comme le dernier instant t qui permet de respecter au moins une des conditions suivantes :

$$\left\{ \begin{array}{l} \exists i \in \llbracket 0, 3 \rrbracket, \quad |q_i(t) - q_i(t_{end})| > th_q \\ |a_z(t)| > th_a \end{array} \right. \quad (5.5)$$

Dans les systèmes d'équations (5.4) et (5.5), les constantes th_q et th_a sont des seuils qui seront déterminés empiriquement par la suite.

5.4.3 Vitesse angulaire du tronc

Par hypothèse, la centrale inertielle est solidaire du buste. La vitesse angulaire mesurée par la centrale est donc directement assimilable à la vitesse de rotation du buste. Il vient donc l'égalité suivante entre les instants t_b et t_f :

$$\forall t \in [t_b, t_f], \quad \boldsymbol{\omega}_{b/0}^{(c)} = \boldsymbol{\omega}_{c/0}^{(c)} \quad (5.6)$$

La norme de la vitesse de rotation du buste s'obtient par :

$$\forall t \in [t_b, t_f], \quad \omega_{b/0} = |\boldsymbol{\omega}_{b/0}^{(c)}| \quad (5.7)$$

5.4.4 Angle d'inclinaison du tronc

L'angle d'inclinaison θ_b représente l'angle entre l'axe principal du tronc \mathbf{k}_b à un instant t quelconque du mouvement et l'axe du tronc avant l'instant de début du mouvement t_b (voir figure 5.5). Soit θ_{b0} l'angle entre \mathbf{k}_b et l'axe vertical \mathbf{k}_0 à l'instant $t \in [t_b, t_f]$ et $\theta_{b0}^{\text{stat}}$ ce même angle pour $t \leq t_b$. Sous l'hypothèse que le mouvement a lieu dans le plan sagittal, l'angle d'inclinaison est alors :

$$\theta_b = \theta_{b0} - \theta_{b0}^{\text{stat}} \quad (5.8)$$

L'angle θ_{b0} peut s'écrire en fonction de l'angle θ_{c0} entre l'axe \mathbf{k}_c de la centrale et \mathbf{k}_0 . En effet, en introduisant l'angle θ_{bc} , constant, entre \mathbf{k}_c projeté dans le plan sagittal et \mathbf{k}_b , on obtient :

$$\theta_{b0} = \theta_{c0} - \theta_{bc} \quad (5.9)$$

$$\theta_{b0}^{\text{stat}} = \theta_{c0}^{\text{stat}} - \theta_{bc} \quad (5.10)$$

De ce fait, l'angle d'inclinaison peut se calculer seulement à l'aide de l'orientation de la centrale par :

$$\theta_b = \theta_{c0} - \theta_{c0}^{\text{stat}} \quad (5.11)$$

Pour le calcul de θ_{c0} , il est nécessaire d'exprimer \mathbf{k}_0 et \mathbf{k}_c dans la même base, ici la base \mathcal{B}_0 . \mathbf{k}_0 est connu dans cette base mais \mathbf{k}_c est connu dans \mathcal{B}_c . Le changement de base d'expression peut se faire facilement car la matrice d'orientation entre \mathcal{B}_0 et \mathcal{B}_c , notée $R_{0/c}$ est calculée par la fusion de données des capteurs de la centrale. Ainsi, on obtient :

$$\forall t \in [t_b, t_f], \quad \mathbf{k}_c^{(0)} = R_{0/c} \cdot \mathbf{k}_c^{(c)} \quad (5.12)$$

$$= R_{0/c} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5.13)$$

Il est alors possible de calculer θ_{c0} :

$$\forall t \in [t_b, t_f], \quad \theta_{c0} = \cos^{-1} \left[\mathbf{k}_c^{(0)} \cdot \mathbf{k}_0^{(0)} \right] \quad (5.14)$$

$$= \cos^{-1} \left[\left(R_{0/c} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right) \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right] \quad (5.15)$$

Il est possible de mener un raisonnement analogue pour calculer $\theta_{c0}^{\text{stat}}$. Soit $R_{0/c}^{\text{stat}}$ la matrice d'orientation entre \mathcal{B}_0 et \mathcal{B}_c en position statique (c'est-à-dire avant t_b). On a alors :

$$\mathbf{k}_c^{(0),\text{stat}} = R_{0/c}^{\text{stat}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \quad (5.16)$$

Il est donc possible de calculer $\theta_{c0}^{\text{stat}}$:

$$\theta_{c0}^{\text{stat}} = \cos^{-1} \left[\mathbf{k}_c^{(0),\text{stat}} \cdot \mathbf{k}_0^{(0)} \right] \quad (5.17)$$

$$= \cos^{-1} \left[\left(R_{0/c}^{\text{stat}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right) \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right] \quad (5.18)$$

Ainsi, sous l'hypothèse d'un mouvement dans le plan sagittal, l'angle d'inclinaison du buste θ_b se calcule par :

$$\forall t \in [t_b, t_f], \quad \theta_b = \theta_{c0} - \theta_{c0}^{\text{stat}} \quad (5.19)$$

$$= \cos^{-1} \left[\left(R_{0/c} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right) \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right] - \cos^{-1} \left[\left(R_{0/c}^{\text{stat}} \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right) \cdot \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix} \right] \quad (5.20)$$

5.4.5 Vitesse du centre de masse du buste

Comme montré dans la revue de la littérature plus tôt, il n'existe pas de méthode pour déterminer la vitesse de translation directement à partir de la centrale inertielle. La méthode proposée dans cette étude consiste à estimer d'abord la vitesse de l'origine de la centrale par intégration puis de calculer la vitesse du centre de masse du buste à l'aide d'une modélisation de la cinématique du mouvement.

Vitesse de la centrale inertielle

La vitesse de la centrale inertielle peut s'estimer pour des mouvements de courte durée par intégration directe si la dérive est corrigée.

La première étape consiste à intégrer l'accélération de la centrale $\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)}$ entre t_b et t_f à l'aide de la règle des trapèzes. La vitesse est nulle à l'instant t_b .

5.4 Estimation des paramètres cinématiques et énergétiques du tronc à l'aide de la centrale inertielle

Cette intégration donne une première estimation de la vitesse de translation de la centrale notée, $\tilde{\mathbf{v}}_{C \in c/0}^{(0)}$.

En pratique, cette intégration mène à une accumulation d'erreurs importante même pour un mouvement de courte durée comme le lever de chaise. Celles-ci sont dues au bruit mesuré par l'accéléromètre [71][106]. Pour améliorer l'estimation, deux hypothèses basées sur la nature du mouvement de lever de chaise ont été faites :

- La vitesse de la centrale à l'instant de fin de la transition t_f est supposée nulle ;
- La dérive temporelle de $\tilde{\mathbf{v}}_{C \in c/0}^{(0)}$ est supposée linéaire.

Par conséquent, l'estimation de la vitesse peut être corrigée, à chaque instant t pour $t \in [t_b, t_f]$ à l'aide de l'équation suivante :

$$\forall t \in [t_b, t_f], \quad \mathbf{v}_{C \in c/0}^{(0)} = \tilde{\mathbf{v}}_{C \in c/0}^{(0)} - \frac{\tilde{\mathbf{v}}_{C \in c/0}^{(0)}(t_b)}{t_b} \cdot t \quad (5.21)$$

La centrale inertielle étant fixée sur le buste, il n'y a pas de mouvement relatif entre \mathcal{R}_c et \mathcal{R}_b . Ainsi, $\mathbf{v}_{C \in c/0} = \mathbf{v}_{C \in b/0}$.

Par la suite, la norme euclidienne est appliquée pour obtenir la vitesse scalaire de la centrale à chaque instant :

$$\forall t \in [t_b, t_f], \quad v_{C \in b/0} = |\mathbf{v}_{C \in b/0}| \quad (5.22)$$

Vitesse du centre de masse du buste

Pour estimer la vitesse du centre de masse du buste à partir de la vitesse de la centrale, on fait l'hypothèse ici que le tronc, lors de la transition de lever de chaise, est en contact avec la chaise par une liaison pivot dont l'axe, normal au plan sagittal, passe par les centres articulaires des hanches (voir figure 5.6). Le point milieu entre des deux centres articulaires est noté H et le centre de masse du buste est noté G_b .

L'étude cinématique de ce modèle permet de déterminer les normes de $\mathbf{v}_{C \in b/0}$ et $\mathbf{v}_{G_b \in b/0}$ en fonction de la vitesse de rotation du buste et des com-

posantes des vecteurs $\mathbf{u}_{HC} = \begin{bmatrix} x_C \\ y_C \\ z_C \end{bmatrix}_0$ et $\mathbf{u}_{HG_b} = \begin{bmatrix} x_{G_b} \\ y_{G_b} \\ z_{G_b} \end{bmatrix}_0$

:

$$v_{C \in b/0} = |\boldsymbol{\omega}_{b/0}| \cdot \sqrt{y_C^2 + z_C^2} \quad (5.23)$$

$$v_{G_b \in b/0} = |\boldsymbol{\omega}_{b/0}| \cdot \sqrt{y_{G_b}^2 + z_{G_b}^2} \quad (5.24)$$

Le rapport entre ces normes est donc :

$$\frac{v_{G_b \in b/0}}{v_{C \in b/0}} = \frac{\sqrt{y_{G_b}^2 + z_{G_b}^2}}{\sqrt{y_C^2 + z_C^2}} \quad (5.25)$$

Or, les modèles anthropométriques de Dumas et al. [11] et de Laurin et al. [107] permettent d'exprimer les composantes de \mathbf{u}_{HC} et \mathbf{u}_{HG_b} en fonction de la longueur du tronc (de MPSI à C7), notée l_t (tableau 5.3).

Genre	Homme	Femme
x_C	$0,7789.l_t$	$0,7904.l_t$
z_C	$-0,0198.l_t$	$-0,0190.l_t$
x_{G_b}	$0,6970.l_t$	$0,7046.l_t$
z_{G_b}	$-0,1446.l_t$	$-0,1350.l_t$

TABLEAU 5.3 – Coordonnées des vecteurs \mathbf{u}_{HC} et \mathbf{u}_{HG_b} exprimées dans \mathcal{B}_0 en fonction de la longueur du tronc l_t

D'après ces données anthropométriques, le rapport $\frac{v_{G_b \in b/0}}{v_{C \in b/0}}$ est de 0,91 quelque soit le genre. Il est donc possible d'estimer la vitesse du centre de masse du buste lors de la transition assis / debout par la relation :

$$v_{G_b \in b/0} = 0,91.v_{C \in b/0} \quad (5.26)$$

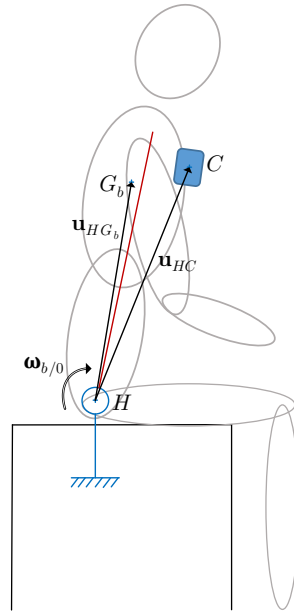


FIGURE 5.6 – Modèle cinématique simplifié de la transition assis / debout pour le calcul de la vitesse du centre de masse du buste

5.4.6 Énergie cinétique du tronc

L'énergie cinétique du tronc se décompose en énergie cinétique de translation et de rotation. Dans cette étude, on fait l'hypothèse que l'énergie cinétique de rotation est négligeable devant l'énergie cinétique de translation. Cette hypothèse sera vérifiée à l'aide des données optoélectroniques. L'énergie cinétique du buste est alors assimilée à l'énergie de translation :

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot m_b \cdot v_{G_b \in b/0}^2 \quad (5.27)$$

La norme de la vitesse du centre de masse $v_{G_b \in b/0}$ a été déterminée précédemment. La masse du buste m_b peut être exprimée en fonction de la masse totale du corps M d'après le modèle anthropométrique de Dumas et al. [11] (tableau 5.4).

Genre	m_b
Homme	$0,333.M$
Femme	$0,304.M$

TABLEAU 5.4 – Masse du buste en fonction de masse totale du corps d’après Dumas et al. [11]

5.5 Traitement des données optoélectroniques

Pour le traitement des données optoélectroniques, il est nécessaire de définir un 4^{ème} repère de travail, noté \mathcal{R}_v , associé au repère du système Vicon. L’origine V , située au niveau du sol, et la base orthonormée directe \mathcal{B}_v sont définies lors de la calibration des caméras en amont de l’étude. \mathcal{R}_v est fixe par rapport à \mathcal{R}_0 . Le 3^{ème} vecteur de la base est normal au plan du sol.

Après une étape de labellisation, le système de capture du mouvement Vicon permet d’obtenir la position des marqueurs placés sur le sujet lors du protocole dans le repère \mathcal{R}_v . Les mouvements de tissus mous sont négligés. Ainsi, la position de chaque marqueur sera supposée être directement la position du point anatomique sur lequel il est fixé. Ainsi, il est possible d’exprimer les composantes du repère \mathcal{R}_b associé au buste dans le repère \mathcal{R}_v .

Les données cinématiques et énergétiques calculées à partir des données Vicon comme détaillé ci-dessous sont considérées pour la suite comme les valeurs de référence auxquelles seront confrontées les paramètres calculés à partir des données de la centrale inertielle.

5.5.1 Accélération de la centrale

Pour connaître la position de la centrale à l’aide des marqueurs, on assimile la position de C comme étant le point milieu entre les marqueurs C_1 et C_3 situés sur la centrale inertielle (figure 5.7) :

$$\mathbf{p}_C^{(v)} = \frac{\mathbf{p}_{C_1}^{(v)} + \mathbf{p}_{C_3}^{(v)}}{2} \quad (5.28)$$

L’accélération de C est alors calculée comme la dérivée seconde de $\mathbf{p}_C^{(v)}$. La dérivée numérique à l’instant t a été faite à l’aide du quotient différentiel de Newton centré avec un pas de deux fois la période d’échantillonnage ΔT :

$$\mathbf{v}_{C \in c/0}^{(v)}(t) = \frac{\mathbf{p}_C^{(v)}(t + 2.\Delta T) - \mathbf{p}_C^{(v)}(t - 2.\Delta T)}{4.\Delta T} \quad (5.29)$$

$$\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(v)}(t) = \frac{\mathbf{v}_{C \in c/0}^{(v)}(t + 2.\Delta T) - \mathbf{v}_{C \in c/0}^{(v)}(t - 2.\Delta T)}{4.\Delta T} \quad (5.30)$$

La norme euclidienne de l'accélération est ensuite calculée :

$$a_{C \in c/0} = \left| \mathbf{a}_{C \in c/0}^{(v)} \right| \quad (5.31)$$

La synchronisation avec la centrale inertielle est réalisée automatiquement par recalage des pics maximales d'accélération. Cette synchronisation est conservée pour la comparaison de la vitesse de rotation du buste et l'angle d'inclinaison.

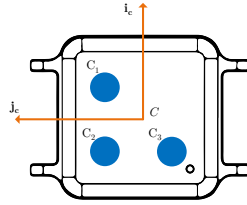


FIGURE 5.7 – Positionnement et dénomination des marqueurs positionnés sur la centrale inertielle fixée sur le buste

5.5.2 Détection du début et de la fin de la transition assis / debout

Le début et la fin du lever de chaise sont détectés entre les instants où l'accélération de CJC dépasse un seuil de $0,25 \text{ m s}^{-2}$.

5.5.3 Vitesse angulaire du tronc

Pour déterminer la vitesse de rotation entre \mathcal{B}_b et \mathcal{B}_v , il est nécessaire de calculer l'orientation relative. Pour cela, les vecteurs de la base \mathcal{B}_b doivent être exprimés dans \mathcal{B}_v .

Tout d'abord, le centre articulaire des lombaires (LJC) est construit comme le barycentre de MPSIS, RASIS et LASIS (figure 5.2) :

$$\mathbf{p}_{\text{LJC}}^{(v)} = \frac{\mathbf{p}_{\text{MPSIS}}^{(v)} + \mathbf{p}_{\text{RASIS}}^{(v)} + \mathbf{p}_{\text{LASIS}}^{(v)}}{3} \quad (5.32)$$

Dans l'équation précédente, $\mathbf{p}_{\text{MPSIS}}^{(v)}$, $\mathbf{p}_{\text{RASIS}}^{(v)}$ et $\mathbf{p}_{\text{LASIS}}^{(v)}$ représentent les vecteurs positions dans \mathcal{R}_v des points anatomiques MPSIS, RASIS et LASIS exprimés dans la base \mathcal{B}_v , mesurés à l'aide du système optoélectronique Vicon.

De manière analogue, la position du centre articulaire des cervicales (CJC) est calculé comme le point milieu de C7 et SUP (figure 5.2) :

$$\mathbf{p}_{\text{CJC}}^{(v)} = \frac{\mathbf{p}_{\text{C7}}^{(v)} + \mathbf{p}_{\text{SUP}}^{(v)}}{2} \quad (5.33)$$

Ainsi, il est possible d'obtenir les vecteurs de la base \mathcal{B}_b :

$$\mathbf{k}_b^{(v)} = \frac{\mathbf{p}_{\text{CJC}}^{(v)} - \mathbf{p}_{\text{LJC}}^{(v)}}{\left| \mathbf{p}_{\text{CJC}}^{(v)} - \mathbf{p}_{\text{LJC}}^{(v)} \right|} \quad (5.34)$$

$$\mathbf{j}_b^{(v)} = \frac{\left(\mathbf{p}_{\text{SUP}}^{(v)} - \mathbf{p}_{\text{CJC}}^{(v)} \right) \times \mathbf{k}_b^{(v)}}{\left| \left(\mathbf{p}_{\text{SUP}}^{(v)} - \mathbf{p}_{\text{CJC}}^{(v)} \right) \times \mathbf{k}_b^{(v)} \right|} \quad (5.35)$$

$$\mathbf{i}_b^{(v)} = \mathbf{j}_b^{(v)} \times \mathbf{k}_b^{(v)} \quad (5.36)$$

Par la suite, ces vecteurs permettent de construire la matrice de passage de \mathcal{B}_b à \mathcal{B}_v :

$$\forall t \in [t_b, t_f], R_{v/b} = [\mathbf{i}_b^{(v)} \quad \mathbf{j}_b^{(v)} \quad \mathbf{k}_b^{(v)}] \quad (5.37)$$

La matrice antisymétrique de la vitesse de rotation $\boldsymbol{\omega}_{b/v}$ peut alors se calculer à l'aide de la relation (2.24) :

$$S(\boldsymbol{\omega}_{b/v}^{(v)}) = R_{v/b} \cdot R_{v/b}^T \quad (5.38)$$

La dérivée de la matrice d'orientation s'obtient par un calcul du quotient différentiel de Newton de chaque élément.

Pour finir, la norme euclidienne de $\boldsymbol{\omega}_{b/v}^{(v)}$ est calculée pour obtenir $\omega_{b/v}$. Les bases \mathcal{B}_v à \mathcal{B}_0 étant fixes l'une par rapport à l'autre, il est possible d'écrire $\omega_{b/0} = \omega_{b/v}$.

5.5.4 Angle d'inclinaison du tronc

L'angle d'inclinaison du tronc se calcule comme la différence entre l'arc cosinus du produit scalaire entre $\mathbf{k}_0 = \mathbf{k}_v$ et \mathbf{k}_b et celui du produit entre \mathbf{k}_v et $\mathbf{k}_b^{\text{stat}}$. Les expressions de ces vecteurs étant connues dans la base \mathcal{B}_v , il vient immédiatement :

$$\forall t \in [t_b, t_f], \quad \theta_b = \cos^{-1} \left(\mathbf{k}_b^{(v)} \cdot \mathbf{k}_v^{(v)} \right) - \cos^{-1} \left(\mathbf{k}_b^{(v),\text{stat}} \cdot \mathbf{k}_v^{(v)} \right) \quad (5.39)$$

5.5.5 Vitesse du centre de masse du buste

La position du centre de masse du buste G_b est :

$$\mathbf{p}_{G_b} = \mathbf{u}_{VCJC} + \mathbf{u}_{CJCG_b} \quad (5.40)$$

Le premier vecteur, \mathbf{u}_{VCJC} , est connu grâce aux mesures Vicon. Le second vecteur, \mathbf{u}_{CJCG_b} , peut s'obtenir dans la base \mathcal{B}_b à l'aide du modèle anthropométrique de Dumas et al. [11] (voir tableau 5.5).

Genre	\mathbf{i}_b	\mathbf{j}_b	\mathbf{k}_b
Homme	$-0,002.l_b$	$-0,036.l_b$	$-0,420.l_b$
Femme	$-0,006.l_b$	$-0,016.l_b$	$-0,436.l_b$

TABLEAU 5.5 – Données anthropométriques de la position du centre de masse du buste dans \mathcal{R}_b issues de Dumas et al. [11]

Dans le tableau précédent, l_b est la longueur du tronc et se calcule comme la distance de C7 à SUP avant le début du mouvement ($t \in [t_0, t_b]$).

$$l_b = |\mathbf{p}_{\text{SUP}} - \mathbf{p}_{\text{C7}}| \quad (5.41)$$

La vitesse de G_b est calculée à l'aide du quotient différentiel de Newton puis la norme euclidienne est considérée. Pour la comparaison, la synchronisation avec la centrale inertielle est réalisée automatiquement par recalage des pics maximales de vitesse. Cette synchronisation est conservée pour la comparaison de l'énergie cinétique.

5.5.6 Énergie cinétique du tronc

Les énergies cinétiques de translation et de rotation sont calculées à l'aide des données optoélectroniques via la relation :

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot m_b \cdot v_{G_b \in b/0}^2 + \frac{1}{2} \cdot \boldsymbol{\omega}_{b/0}^{(b)} \cdot \mathbf{I}_{b, G_b} \cdot \boldsymbol{\omega}_{b/0}^{(b)} \quad (5.42)$$

La masse du buste m_b est donnée en fonction du genre du sujet via le tableau 5.4. La matrice d'inertie est obtenue à l'aide du modèle anthropométrique de Dumas et al [11].

$$\mathbf{I}_{b, G_b} = m_b \cdot \begin{bmatrix} (r_{xx} \cdot l_b)^2 & (r_{xy} \cdot l_b)^2 & (r_{xz} \cdot l_b)^2 \\ (r_{xy} \cdot l_b)^2 & (r_{yy} \cdot l_b)^2 & (r_{yz} \cdot l_b)^2 \\ (r_{xz} \cdot l_b)^2 & (r_{yz} \cdot l_b)^2 & (r_{zz} \cdot l_b)^2 \end{bmatrix} \quad (5.43)$$

Les valeurs des paramètres anthropométriques permettant de calculer \mathbf{I}_{b, G_b} sont données dans le tableau 5.6.

Genre	r_{xx}	r_{xy}	r_{xz}	r_{yy}	r_{yz}	r_{zz}
Homme	0,28	0,02	0,04.i	0,27	0,18	0,25
Femme	0,29	0,05	0,05.i	0,29	0,22	0,27

TABLEAU 5.6 – Données anthropométriques de la matrice d'inertie du buste issues de Dumas et al. [11]

5.6 Analyses statistiques

5.6.1 Détermination des constantes de l'algorithme de détection de mouvement

Les constantes seuils th_q et th_a nécessaires à la mise en place de l'algorithme de détection du début et de la fin de la transition ont été déterminées de sorte à minimiser l'erreur quadratique normalisée entre la vitesse de la centrale mesurée avec la centrale et avec le système optoélectronique pour le premier sujet. Cette optimisation a été réalisée empiriquement.

Les constantes sont alors fixées et conservées pour l'ensemble des sujets restants.

5.6.2 Comparaison des résultats

Afin de comparer les données calculées à l'aide de la centrale inertielle à ces mêmes données calculées à l'aide du système optoélectronique, une analyse statistique a été réalisée pour chaque lever de chaise enregistré.

Comparaison de l'évolution au cours du temps (courbes)

Pour un paramètre donné, son évolution, mesurée au cours du temps par la centrale (entre t_b et t_f), est comparée à l'évolution de référence à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson [108] et de l'erreur quadratique moyenne normalisée (nRMSE). Le premier outil permet de rendre compte de la ressemblance d'évolution entre les courbes. Le second permet de rendre compte de l'éloignement point par point entre les courbes.

Comparaison de la valeur moyenne et de la valeur maximale lors du mouvement

La valeur moyenne de chaque paramètre entre t_b et t_f est également comparée à la référence à l'aide de la méthode de Bland-Altman [109]. Le biais, la limite d'accord à 95 %, l'erreur quadratique moyenne (RMSE) et le coefficient de corrélation de Pearson associé à cette méthode ont été calculés. La méthodologie de Bland-Altman permet de mesurer la performance d'une méthode de mesure par rapport à une méthode de référence, connue.

La valeur maximale de chaque paramètre entre t_b et t_f a également été investiguée à l'aide de la méthode de Bland-Altman.

Dans le prochain chapitre, les résultats de la validation des paramètres cinématiques et énergétiques du buste lors du lever de chaise calculés à l'aide d'une centrale inertielle seront présentés et analysés.

Chapitre 6

Validation de la mesure des données par centrale inertielle

Sommaire

6.1	Durée du lever de chaise	92
6.1.1	Algorithme de détection	92
6.1.2	Comparaison avec le système Vicon	93
6.2	Accélération de la centrale inertielle	95
6.2.1	Comparaison des courbes	95
6.2.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales	96
6.3	Vitesse angulaire du buste	99
6.3.1	Comparaison des courbes	100
6.3.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales	101
6.4	Angle d'inclinaison du buste	103
6.4.1	Comparaison des courbes	104
6.4.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales	105
6.5	Vitesse du centre de masse du buste	107
6.5.1	Comparaison des courbes	108
6.5.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales	110
6.6	Énergie cinétique du buste	113
6.6.1	Comparaisons des courbes	113
6.6.2	Comparaison des valeurs moyennes et maximales	114

L'objectif de ce chapitre est de présenter et analyser les résultats de la comparaison entre les données cinématiques et énergétiques issues de la

centrale inertielle et du système Vicon de référence. Le lever de chaise a été quantifié par la durée de la transition, l'accélération, la vitesse angulaire du buste, la vitesse du centre de masse du buste, l'angle d'inclinaison du buste et l'énergie cinétique du buste.

6.1 Durée du lever de chaise

6.1.1 Algorithme de détection

La durée du lever de chaise est calculée avec la centrale comme le temps entre le début du mouvement t_b et la fin du mouvement t_f . Pour rappel, ces instants ont été déterminés à l'aide d'un algorithme dont les paramètres seuils ont été ajustés de sorte à minimiser l'erreur quadratique moyenne normalisée entre la vitesse de la centrale mesurée avec la centrale et avec le système optoélectronique Vicon pour le premier sujet. Les valeurs des paramètres seuils sont données dans le tableau 6.1. Ces valeurs sont conservées pour l'ensemble des sujets suivants.

Paramètre	th_q	th_a (m/s ²)
Valeur	0,03	0,25

TABLEAU 6.1 – Valeurs des paramètres utilisés dans l'algorithme de détection du mouvement à l'aide des capteurs de la centrale inertielle

Un exemple d'application de cet algorithme sur un essai d'un sujet est donné sur la figure 6.1. Pour le début du mouvement t_b , l'algorithme s'appuie essentiellement sur l'accélération verticale lorsque le mouvement est dynamique (rythme demandé normal à élevé) et sur les quaternions d'orientation lorsque la dynamique est plus faible (rythme lent à normal).

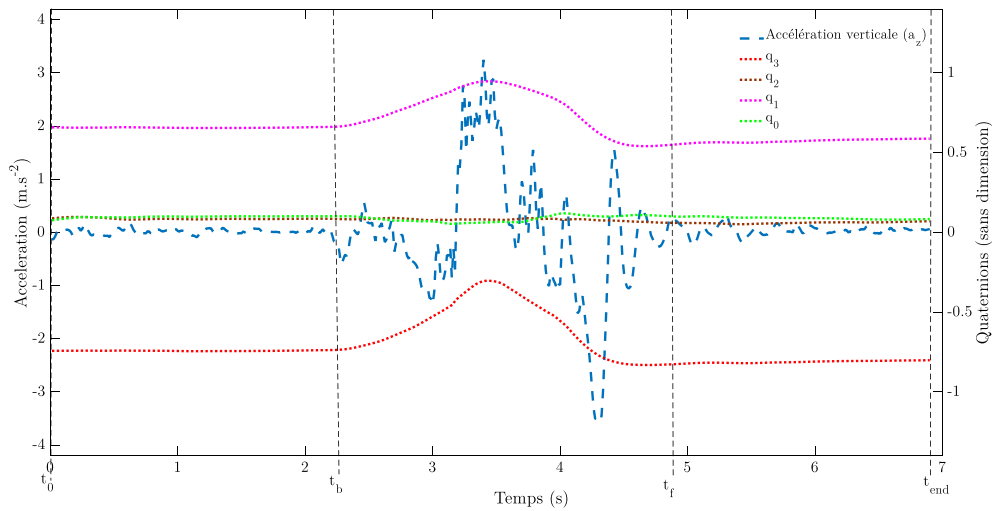


FIGURE 6.1 – Exemple d'utilisation de l'algorithme de détection de mouvement lors du lever de chaise basé sur les données de la centrale inertielle

6.1.2 Comparaison avec le système Vicon

Les résultats de l'analyse de Bland-Altman sur la mesure de la durée de la transition assis / debout sont présentés sur la figure 6.2 et dans le tableau 6.2. Dans le tableau, une « * » indique une corrélation significative avec une valeur-p inférieure à 10^{-4} . Tout rythme confondu, la limite d'acceptation (LOA) est de 0,89s. Cette limite indique que 95 % des mesures faites avec la centrale ont un écart au plus de 0,89s avec celles faites avec le système Vicon. Elle est à mettre en relation avec les valeurs mesurées moyennes qui se situent environ entre 1s et 3,5s (figure 6.2).

Les résultats montrent que le LOA dépend du rythme demandé au sujet. Pour les rythmes rapide et normal, le LOA est de 0,78s et 0,77s alors qu'elle augmente à 1,1s pour le rythme lent. Ce résultat peut s'expliquer par le fait que lors de mouvements lents, la délimitation entre l'instant où le sujet est immobile et celui il commence son mouvement est moins détectable du fait d'accélération angulaire et linéaire moins importantes en valeur absolue. De façon similaire, l'erreur quadratique moyenne (RMSE), caractérisant la précision de la mesure, augmente de 0,40s à rythme élevé jusqu'à 0,54s à rythme lent.

La figure 6.2 montre que l'algorithme de détection mesure la durée avec un biais négligeable. En effet, d'après le tableau 6.2, celui-ci est compris

entre $-0,03$ s et $0,08$ s selon le rythme demandé. Malgré une bonne corrélation avec le système Vicon, le biais augmente avec la durée. Ces résultats sont en accord avec les conclusions de Janssen et al. [110] qui constatent la présence d'un biais proportionnel. Cependant, dans cette étude, les auteurs n'exploitaient que l'accéléromètre pour estimer t_b et t_f . L'intégration de l'information d'orientation via les quaternions permet de diminuer le biais pour des durées élevées.

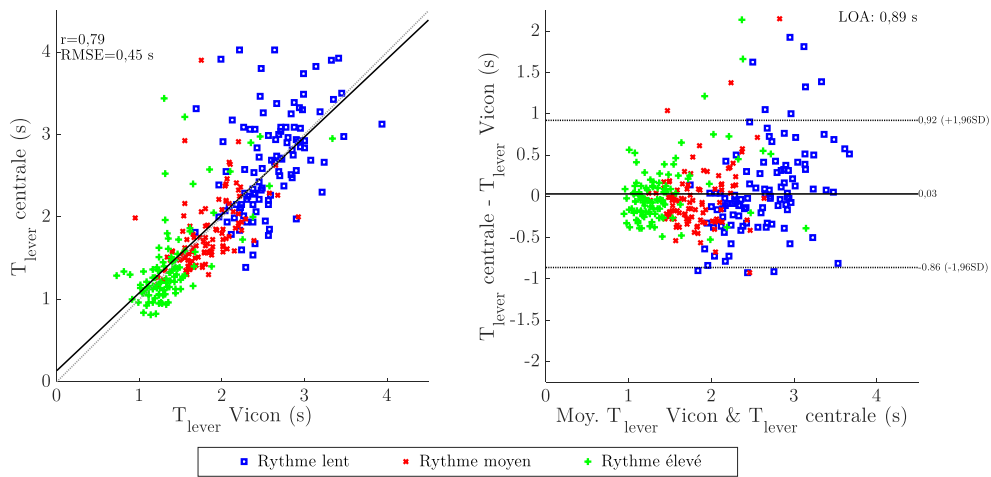


FIGURE 6.2 – Bland-Altman comparant les durées du lever de chaise (T_{lever}) mesurées à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

Bien que la mesure de la durée du lever de chaise se fasse avec une incertitude assez importante, notamment à rythme lent, la figure 6.2 laisse supposer une bonne capacité à distinguer les différents rythmes à l'aide de la centrale inertielle. Pour autant, l'analyse des capacités physiques lors du lever de chaise par la seule mesure du temps de lever avec une centrale inertielle ne semble pas suffisamment précise du fait des erreurs de mesure qui peuvent atteindre environ 50% de la durée du lever. Ce constat renforce l'idée de s'appuyer sur l'association du temps de lever avec d'autres paramètres pertinents.

T_{lever}	Biais (s)	LOA (s)	RMSE (s)	r
Rythme lent	0,08	-1,02 ; 1,18	0,54	0,46*
Rythme normal	-0,03	-0,80 ; 0,74	0,37	0,48*
Rythme élevé	0,04	-0,74 ; 0,82	0,40	0,66*
Global	0,03	-0,86 ; 0,92	0,45	0,79*

TABLEAU 6.2 – Biais, limites d’acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les durées du lever estimées à l’aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

6.2 Accélération de la centrale inertielle

L’accélération de la centrale est un paramètre souvent étudié car facilement accessible dans l’analyse du mouvement par centrales inertielles. Cependant, cette mesure n’est pas validée pour le mouvement spécifique du lever de chaise.

6.2.1 Comparaison des courbes

Des exemples de la mesure de l’accélération du centre de la centrale sont proposés pour chaque rythme sur la figure 6.3. Ces courbes sont issues d’un même sujet.

La courbe se compose de trois pics d’accélération successifs. Le premier pic correspond à l’accélération progressive lors de l’amorce du mouvement par flexion du tronc, le second pic à l’accélération verticale et enfin le dernier à la décélération en fin de verticalisation. Le pic intermédiaire est le plus important. Cependant, l’amplitude varie grandement en fonction du rythme demandé. Sur cet exemple, l’amplitude maximale varie du simple au triple.

Une analyse qualitative des courbes permet d’affirmer que la mesure par centrale inertielle de l’accélération est précise. L’analyse quantitative via les coefficients de corrélation r et la nRMSE présentés dans le tableau 6.3 permet de le confirmer. En effet, le coefficient de corrélation entre courbes Vicon et centrale est supérieur à 0,94 quel que soit le rythme, et la nRMSE est inférieure à 7%.

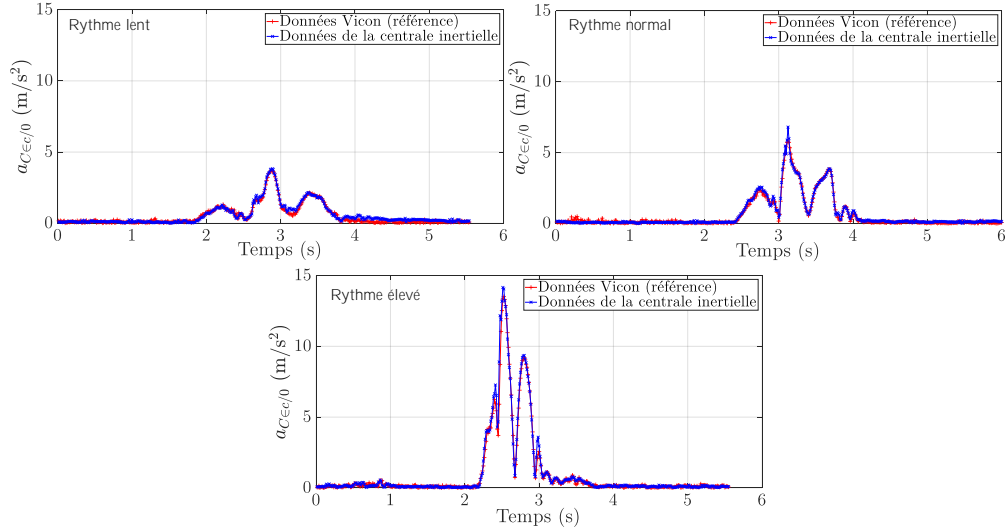


FIGURE 6.3 – Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de l'accélération de la centrale inertielle pour un essai à chaque rythme

$a_{C\in c/0}$		
Moyenne (écart-type)	r	nRMSE (%)
Rythme lent	0,94 (0,06)	6,78 (3,46)
Rythme normal	0,98 (0,03)	4,53 (2,55)
Rythme élevé	0,98 (0,03)	3,47 (1,93)

TABLEAU 6.3 – Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (r) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (nRMSE) entre les courbes de l'accélération mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme

6.2.2 Comparaison des valeurs moyennes et maximales

Les résultats de l'analyse de Bland-Altman sur la moyenne de l'accélération de la centrale sont présentés sur la figure 6.4 et dans le tableau 6.4. Ceux-ci montrent une corrélation significative et supérieure à 0,97 quelque soit le rythme demandé. La RMSE est inférieure à $0,07 \text{ m/s}^2$ pour les rythmes lent et normal (pour des valeurs moyennes allant de $0,5 \text{ m/s}^2$ à 3 m/s^2 environ sur la figure 6.4). La RMSE augmente à $0,17 \text{ m/s}^2$ pour le rythme élevé (valeurs moyennes allant de 2 m/s^2 à 4 m/s^2 environ). Par conséquent, le LOA à 95 % augmente également lorsque le rythme demandé

augmente. D'autre part, on observe également que le biais augmente pour le rythme élevé.

Ainsi, on constate une différence sur la mesure entre la centrale et le système Vicon lorsque le rythme est élevé. Ce résultat peut provenir du fait que l'accéléromètre de la centrale tend à surévaluer les pics d'accélération par rapport au système Vicon. Le même constat peut être fait en observant l'analyse de Bland-Altman sur le maximum de l'accélération (figure 6.5) qui révèle une bonne corrélation ($r > 0,91$) entre l'accélération maximale mesurée par la centrale et celle mesurée par le Vicon mais un biais proportionnel. Pour une accélération forte, l'écart de mesure peut s'avérer important sur l'accélération maximale et impacter également l'écart sur la valeur moyenne lors du mouvement.

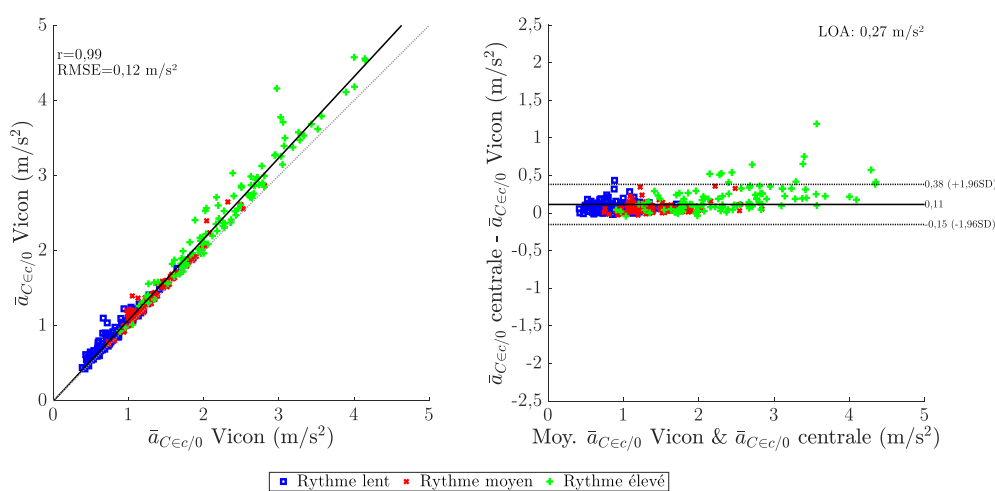


FIGURE 6.4 – Bland-Altman comparant les moyennes de l'accélération de la centrale inertielle ($\bar{a}_{C \in c/0}$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

$\bar{a}_{C \in c/0}$	Biais (m/s ²)	LOA (m/s ²)	RMSE (m/s ²)	r
Rythme lent	0,08	-0,06 ; 0,22	0,07	0,97*
Rythme normal	0,06	-0,07 ; 0,20	0,07	0,98*
Rythme élevé	0,20	-0,17 ; 0,56	0,17	0,98*
Global	0,11	-0,15 ; 0,38	0,12	0,99*

TABLEAU 6.4 – Biais, limites d’acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de l’accélération de la centrale estimée à l’aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

Le biais proportionnel est logiquement plus prononcé sur les valeurs maximales (figure 6.5). Outre la droite de régression qui s’éloigne progressivement de la droite $y = x$, le biais passe de 0,31 m/s² pour les mouvements lents à 2,0 m/s² pour les mouvements rapides.

Pour autant, il est difficile de conclure que l’accélération de la centrale est estimée avec un biais. En effet, les résultats obtenus sont à analyser avec précautions car le calcul de l’accélération avec les données Vicon se fait à l’aide d’une double dérivation numérique par quotient de Newton. Or, cette méthodologie peut avoir pour effet d’écarter les pics et donc de filtrer la valeur maximale mesurée par le système par caméras. Ainsi, il est possible que les accélérations moyennes et maximales mesurées par le système Vicon soient sous-estimées. Cependant, la mesure de l’accéléromètre peut être perturbée par des phénomènes vibratoires parasites, des mouvements de tissus mous ou de la sangle.

Pour finir, bien que les résultats montrent des écarts entre les systèmes, la centrale inertielle semble adaptée pour mesurer l’accélération lors de la transition assis / debout. Par la suite, il pourra être intéressant de distinguer l’accélération dans le plan horizontal, majoritaire lors de la phase de flexion et l’accélération verticale, majoritaire lors de la phase de verticalisation.

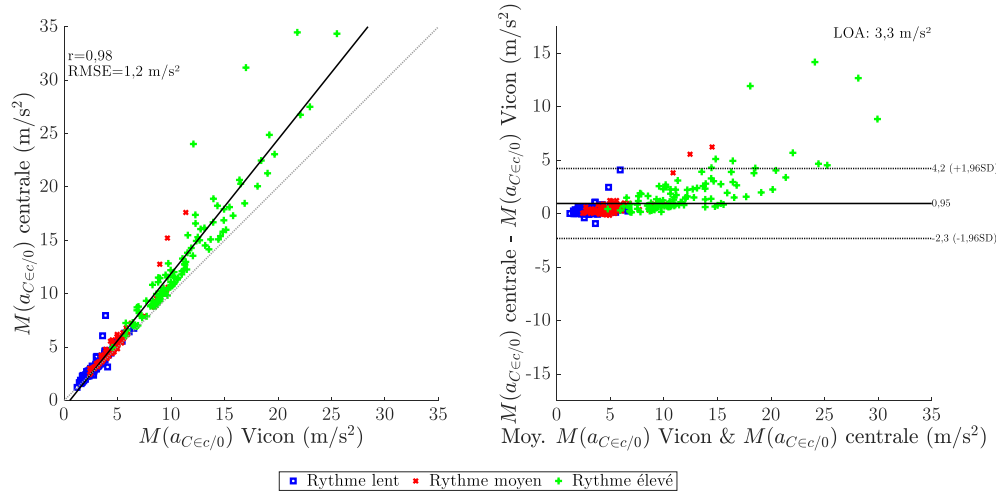


FIGURE 6.5 – Bland-Altman comparant les maximums de l'accélération de la centrale inertielle ($M(a_{C\in c/0})$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

$M(a_{C\in c/0})$	Biais (m/s^2)	LOA (m/s^2)	RMSE (m/s^2)	r
Rythme lent	0,31	-0,69 ; 1,31	0,51	0,91*
Rythme normal	0,50	-1,20 ; 2,2	0,69	0,95*
Rythme élevé	2,0	-2,6 ; 6,7	1,9	0,95*
Global	0.95	-2,3 ; 4,2	1,3	0,98*

TABLEAU 6.5 – Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les maximums de l'accélération de la centrale estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

6.3 Vitesse angulaire du buste

Le gyromètre de la centrale inertielle mesure la vitesse de rotation du boîtier. Celui-ci étant fixé sur le buste, il a théoriquement la même vitesse de rotation que le buste, mesurée via les données Vicon directement.

6.3.1 Comparaison des courbes

Des exemples de courbes de vitesse angulaire du buste mesurée via la centrale et le système Vicon sont présentés sur la figure 6.6.

La courbe de vitesse angulaire est composée de deux pics successifs. Dans un premier temps, on observe un pic dû à la vitesse de flexion lors de la phase d’amorce de la transition, le sujet est encore en contact avec l’assise (phases 1 et 2 de la description de Schenkman et al. [8]). Ensuite, le second pic correspond à l’extension du tronc lors de la translation verticale du centre de masse (phases 3 et 4). Les deux pics sont approximativement d’intensité similaire et varient assez peu suivant le rythme demandé sur l’exemple proposé.

L’analyse de corrélation et de la nRMSE du tableau 6.6 montre la capacité du gyromètre à donner l’évolution de la vitesse de flexion du buste lors du mouvement. En effet, le coefficient de corrélation r est significatif et est supérieur à 0,88 quel que soit le rythme et l’erreur quadratique moyenne normalisée nRMSE est inférieure à 10,0 %.

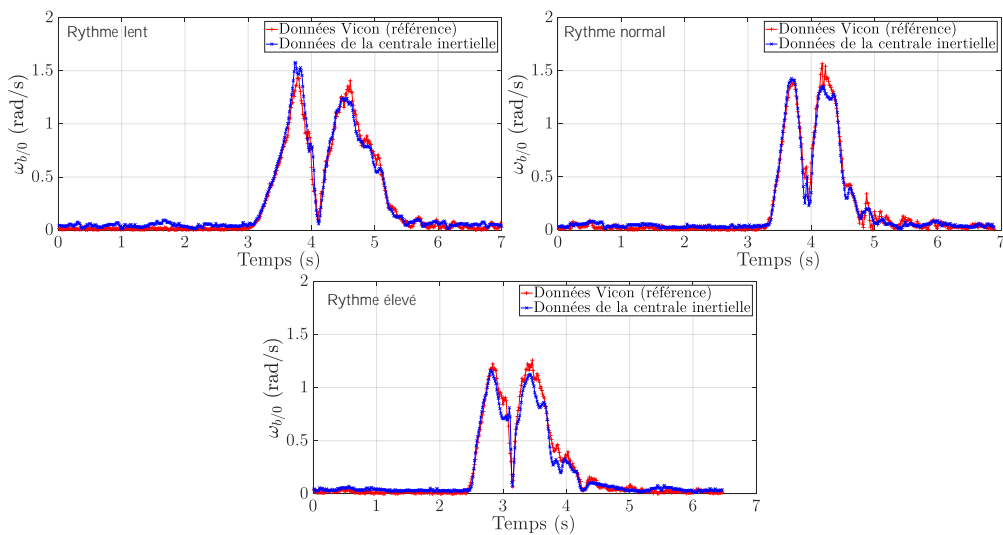


FIGURE 6.6 – Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de la vitesse de rotation du buste pour un essai à chaque rythme

$\omega_{b/0}$ Moyenne (écart-type)	r	nRMSE (%)
Rythme lent	0,93 (0,09)	9,93 (6,36)
Rythme normal	0,96 (0,07)	8,29 (3,91)
Rythme élevé	0,88 (0,10)	9,64 (3,97)

TABLEAU 6.6 – Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (**r**) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (**nRMSE**) entre les courbes de la vitesse de rotation du buste mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme

6.3.2 Comparaison des valeurs moyennes et maximales

L'analyse de Bland-Altman sur la valeur moyenne est présentée sur la figure 6.7 et dans le tableau 6.7. On observe l'apparition d'un biais de mesure sensiblement constant. En effet, le biais est de $-0,03$ rad/s et $-0,05$ rad/s à rythme lent et normal et de $0,02$ rad/s pour le rythme élevée. Ce biais est négligeable devant les valeurs mises en jeu qui s'étendent de $0,4$ rad/s à $1,2$ rad/s (figure 6.7).

Outre le biais, le LOA augmente fortement pour les mouvements à rythme élevé. Ce constat s'accompagne également d'une augmentation de la RMSE pour les rythmes élevés. En effet, cette dernière passe de $0,07$ rad/s pour les rythmes lents (valeurs moyennes allant de $0,4$ rad/s à $1,2$ rad/s environ) à $0,11$ rad/s pour les rythmes élevés (valeurs moyennes allant de $0,3$ rad/s à $1,1$ rad/s environ). Ce résultat peut potentiellement s'expliquer par le fait que la vitesse de rotation du buste avec le système Vicon est obtenue après dérivation de l'orientation. À nouveau, la dérivation numérique centrée peut avoir pour effet d'écrêter les pics et donc de filtrer la valeur maximale et, par conséquent, la valeur moyenne.

Pour finir, il semble difficile de distinguer une différence sur la vitesse de rotation moyenne entre les différents rythmes. Sur la figure 6.7, on observe un nuage de points relativement homogène entre les différents rythmes. Ce résultat tendrait à minimiser l'importance de ce paramètre pour différencier des populations.

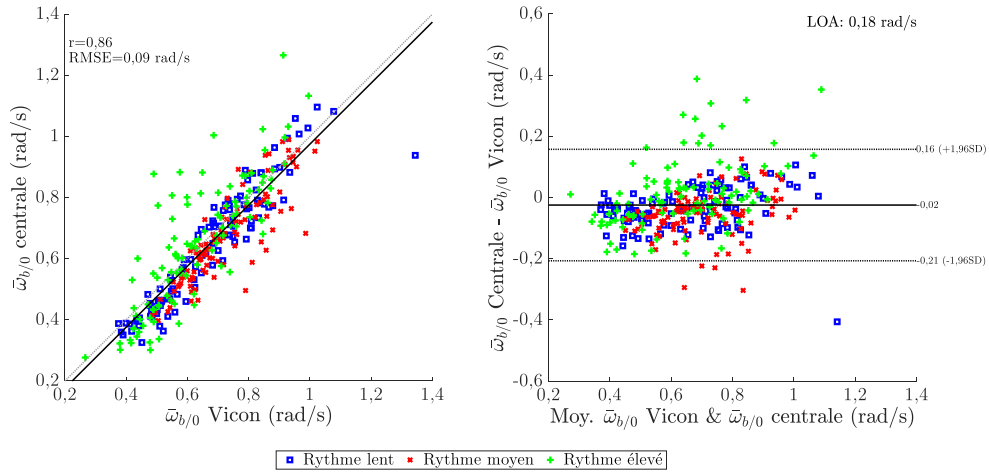


FIGURE 6.7 – Bland-Altman comparant les moyennes de la vitesse de rotation du buste ($\bar{\omega}_{b/0}$) mesurée à l’aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

$\bar{\omega}_{b/0}$	Biais (rad/s)	LOA (rad/s)	RMSE (rad/s)	r
Rythme lent	-0,03	-0,17 ; 0,10	0,07	0,93*
Rythme normal	-0,05	-0,20 ; 0,09	0,07	0,88*
Rythme élevé	0,02	-0,21 ; 0,24	0,11	0,83*
Global	-0,02	-0,21 ; 0,16	0,09	0,86*

TABLEAU 6.7 – Biais, limites d’acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de la vitesse de rotation du buste estimée à l’aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

L’analyse de Bland-Altman sur la valeur maximale est présentée sur la figure 6.8 et dans le tableau 6.8. Dans ce cas, le biais de mesure, le LOA et la RMSE augmentent pour les rythmes élevés. On observe également la présence de plusieurs points avec une forte erreur de mesure.

Les résultats montrent également la difficulté de distinguer les différents rythmes avec la seule mesure de la vitesse de rotation maximale du buste.

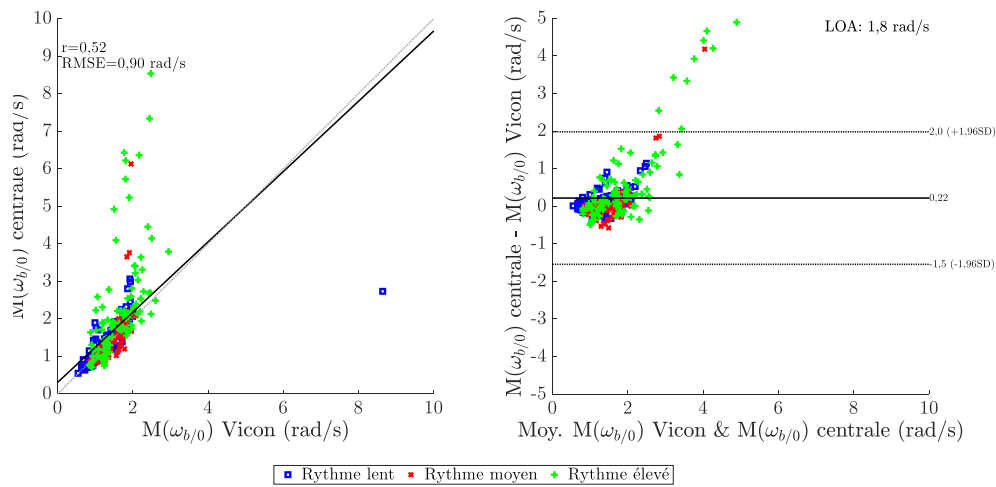


FIGURE 6.8 – Bland-Altman comparant les maximums de la vitesse de rotation du buste ($M(\omega_{b/0})$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

$M(\omega_{b/0})$	Biais (rad/s)	LOA (rad/s)	RMSE (rad/s)	r
Rythme lent	0,03	-1,27 ; 1,33	0,43	0,60*
Rythme normal	0,00	-1,00 ; 1,00	0,50	0,67*
Rythme élevé	0,62	-1,78 ; 3,02	1,20	0,60*
Global	0.22	-1,58 ; 2,02	0,90	0,52*

TABLEAU 6.8 – Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les maximums de la vitesse de rotation du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

6.4 Angle d'inclinaison du buste

L'angle d'inclinaison du buste est calculé comme l'angle entre l'axe du buste lors du mouvement et l'axe du buste avant le mouvement dans le plan sagittal.

6.4.1 Comparaison des courbes

L'angle augmente pour atteindre un pic lors de l'étape d'amorce quand le sujet est toujours en contact avec l'assise. Ensuite, l'angle diminue lorsque le sujet se redresse pour atteindre une position verticale. Les exemples de courbes de la figure 6.9 et les analyses de Bland-Altman des figures 6.10 et 6.11 montrent que l'inclinaison du sujet est d'autant moins importante que le rythme demandé est élevé. En effet, on peut expliquer cela par le fait que le sujet a tendance à se lever d'un « bond » lorsque le rythme demandé est élevé en réduisant la première phase de sorte à gagner du temps. Ce geste nécessite plus de force dans les membres inférieurs car il n'est pas possible de récupérer l'énergie de balancement du corps pour la translation verticale du centre de masse.

L'estimation de la courbe d'inclinaison via la centrale se fait à l'aide des quaternions d'orientation issue de la fusion des données de l'accéléromètre, du gyromètre et du magnétomètre. Les courbes obtenues ici sont significativement corrélées à celles obtenues avec le système Vicon ($r > 0.96$ quelque soit le rythme) et l'erreur quadratique moyenne normalisée est inférieure à 19%. Cette erreur reste relativement élevée.

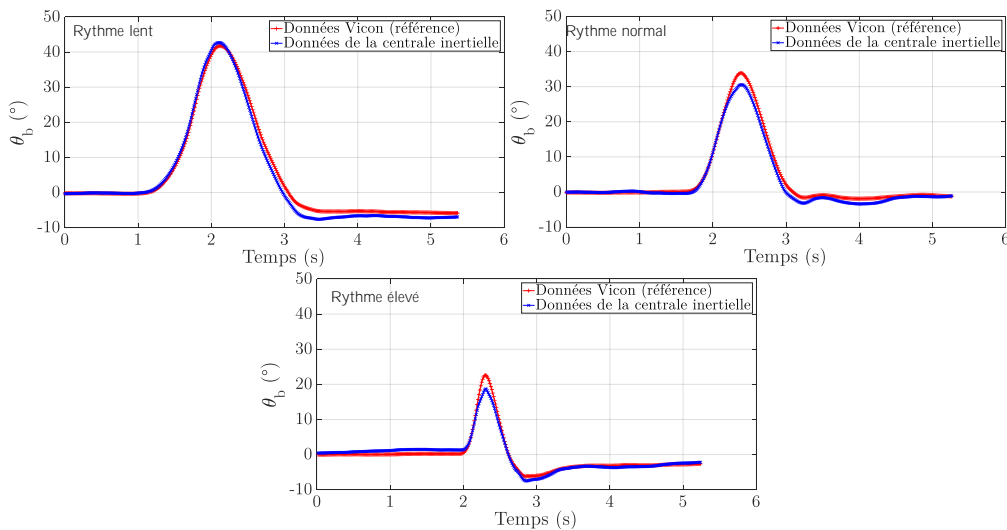


FIGURE 6.9 – Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de l'inclinaison du buste pour un essai à chaque rythme

θ_b	r	nRMSE (%)
<i>Moyenne (écart-type)</i>		
Rythme lent	0,98 (0,04)	12,22 (9,42)
Rythme normal	0,98 (0,02)	13,58 (8,89)
Rythme élevé	0,96 (0,04)	18,50 (9,75)

TABLEAU 6.9 – Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (r) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (nRMSE) entre les courbes de l'inclinaison du buste mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme

6.4.2 Comparaison des valeurs moyennes et maximales

L'analyse de Bland-Altman pour la valeur moyenne de l'angle d'inclinaison (figure 6.10 et tableau 6.10) montre que la mesure avec la centrale comporte un biais constant. En effet, la droite de régression est parallèle à la droite d'équation $y = x$. Ce biais est d'environ -3° à -4° . Plusieurs hypothèses peuvent être avancées pour expliquer ce biais. Premièrement, il est possible que le mouvement ne soit pas complètement dans le plan sagittal. De plus, la calibration technique permet de faire l'hypothèse que l'axe \mathbf{k}_c se situe dans le plan sagittal. Or, il est possible que cette hypothèse ne soit pas totalement vérifiée en pratique. Pour finir, le buste est supposé être un solide indéformable s'articulant, lors de ce mouvement, autour du centre articulaire des lombaires. En pratique, il est possible que le sujet sollicite en partie un enroulement de sa colonne vertébrale. Toutefois, le biais est constant pour chaque rythme demandé.

D'autre part, le LOA à 90 % est inférieur à 7° pour des valeurs moyennes allant de 0° à 30° . De même, la RMSE est inférieure à 3° . Ainsi la mesure de l'inclinaison moyenne est fidèle mais comporte un biais constant.

Cependant, pour l'analyse de la cinématique du mouvement, la valeur moyenne de l'angle d'inclinaison n'apparaît pas pertinente. En effet, les études cinématiques de la transition assis / debout mettent surtout en avant la valeur maximale de l'inclinaison qui s'élève chez des sujets qui maîtrisent mal leur équilibre. Par conséquent, la présence de l'analyse de Bland-Altman sur la valeur moyenne dans cette étude a seulement pour but de confirmer que la mesure par centrale est comparable à la mesure déduite du système Vicon pour une analyse ambulatoire de l'angle d'inclinaison lors du mouvement de lever de chaise.

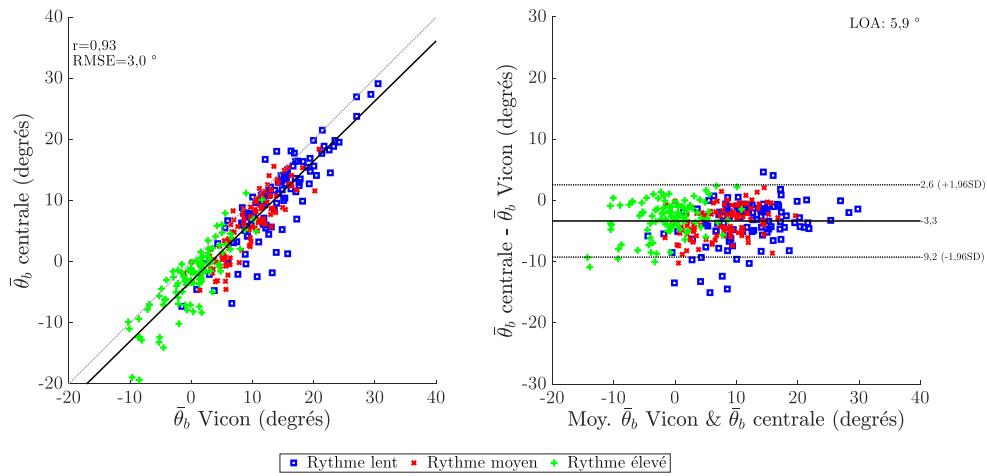


FIGURE 6.10 – Bland-Altman comparant les moyennes de l’inclinaison du buste ($\bar{\theta}_b$) mesurée à l’aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

θ_b	Biais (°)	LOA (°)	RMSE (°)	r
Rythme lent	-3,7	-10,7 ; 3,3	3,6	0,86*
Rythme normal	-3,5	-8,4 ; 1,4	2,5	0,88*
Rythme élevé	-2,9	-8,4 ; 2,6	2,8	0,86*
Global	-3,3	-9,2 ; 2,6	3,0	0,93*

TABLEAU 6.10 – Biais, limites d’acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de l’inclinaison du buste estimée à l’aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

L’analyse de Bland-Altman de la valeur maximale de l’angle d’inclinaison est présentée sur la figure 6.11 et dans le tableau 6.11. On retrouve là aussi le biais constant de mesure (environ -4° à -6°). La valeur du biais est proche de celle obtenue pour la valeur moyenne.

Le LOA reste aussi très restreint pour la valeur maximale. En effet, il reste approximativement constant sous les 17° quel que soit le rythme pour des valeurs allant de 20° à 70° environ. De même, la RMSE est inférieure à $5,5^\circ$. Ainsi, la mesure de la valeur maximale de l’angle d’inclinaison (souvent appelée amplitude d’inclinaison dans les études) est fidèlement retranscrite par la centrale mais avec un biais constant. Ce dernier ne constitue pas un

défaut méthodologique si l'objectif est de pouvoir distinguer des populations sur ce critère. À ce sujet, la répartition des points des différents rythmes sur la figure 6.11 laisse envisager la possibilité que ce paramètre évolue en fonction de la population considérée.

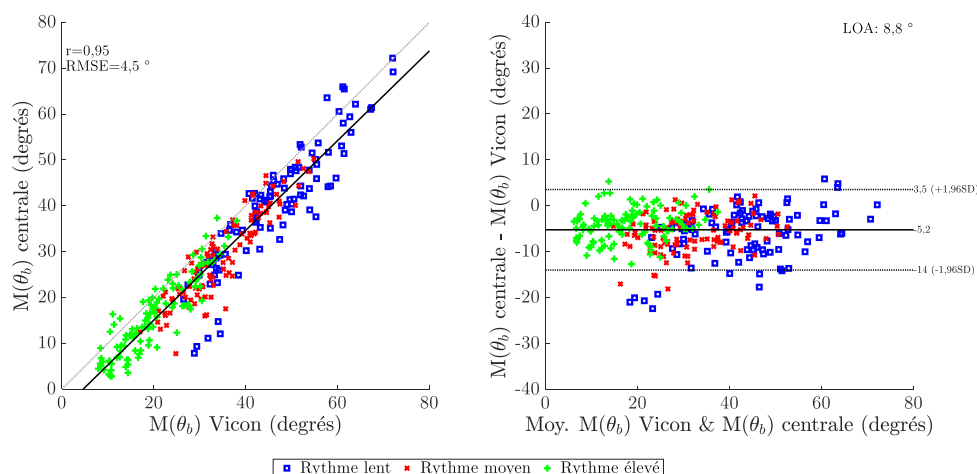


FIGURE 6.11 – Bland-Altman comparant les maximums de l'inclinaison du buste ($M(\theta_b)$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

$M(\theta_b)$	Biais ($^\circ$)	LOA ($^\circ$)	RMSE ($^\circ$)	r
Rythme lent	-5,9	-16,9 ; 5,1	5,4	0,91*
Rythme normal	-5,7	-13,4 ; 2,0	4,0	0,91*
Rythme élevé	-4,1	-11,1 ; 2,9	3,6	0,91*
Global	-5.2	-14,0 ; 3,6	4,5	0,95*

TABLEAU 6.11 – Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre le maximums de l'inclinaison du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

6.5 Vitesse du centre de masse du buste

Le modèle de calcul de la vitesse à l'aide de la centrale nécessite l'intégration de l'accélération. La précision est améliorée à l'aide d'une correction

linéaire de la dérive. Autrement, l'intégration numérique mène à un signal intégré inexploitable après quelques secondes seulement [71]. De plus l'intégration se fait entre t_b et t_f , instants de début et de fin du mouvement afin de limiter le temps d'intégration et donc l'erreur de dérive.

6.5.1 Comparaison des courbes

Des exemples de courbes de la vitesse du centre de masse sont donnés sur la figure 6.12. Ceux-ci montrent la capacité de la centrale inertielle à accéder à l'information de vitesse après intégration pour des mouvements de très courte durée.

Le tableau 6.12 montre une corrélation supérieure à 0,98. Cependant, on observe que la nRMSE est doublée à rythme lent par rapport aux autres rythmes. Ce résultat s'explique par le fait que le temps d'intégration est plus long et donc les erreurs d'intégration de l'accélération déduit de l'accéléromètre augmentent.

Au niveau de la forme, les courbes sont composées de deux pics successifs. Le premier pic de vitesse est principalement dû à la vitesse horizontale lorsque le sujet se penche en avant pour amorcer la transition (phases 1 et 2 du processus). Le second pic correspond cette fois à une vitesse verticale (phases 3 et 4). On observe tout de même une quasi-disparition du premier pic pour les mouvements à rythme élevé. En effet, dans ce cas, les sujets ont une forte tendance à raccourcir le plus possible l'étape de flexion avant au profit de la verticalisation et ainsi diminuer le temps de lever. Le pic est plus visible dans ce cas avec la mesure par centrale. Il est possible que le pic de la mesure déduite de Vicon ait été écrêté lors de la dérivation.

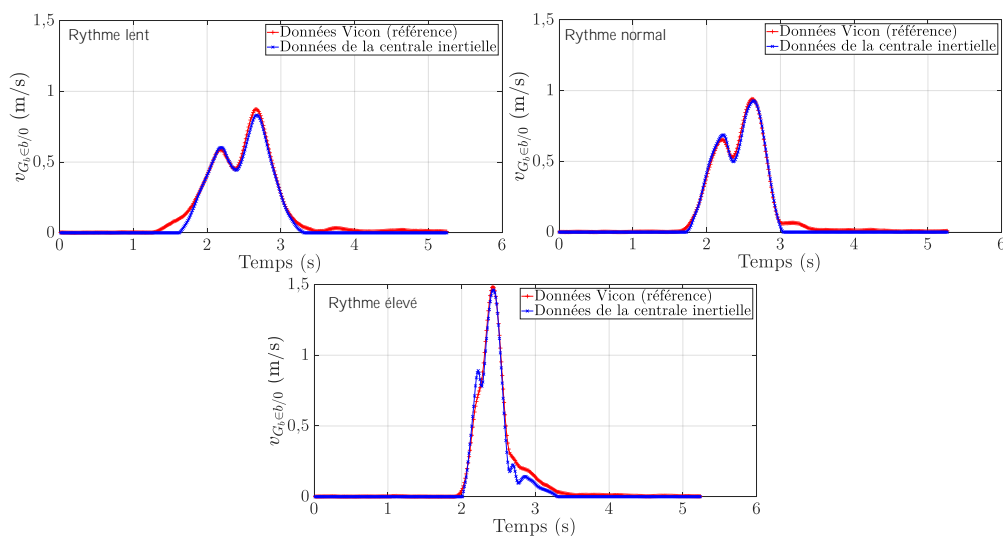


FIGURE 6.12 – Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de la vitesse du centre de masse du buste pour un essai à chaque rythme

$v_{G_b \in b/0}$ Moyenne (écart-type)	r	nRMSE (%)
Rythme lent	0,98 (0,03)	7,94 (4,15)
Rythme normal	0,99 (0,02)	4,97 (2,25)
Rythme élevé	0,99 (0,01)	3,75 (1,46)

TABLEAU 6.12 – Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (r) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (nRMSE) entre les courbes de la vitesse du CoM du buste mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme

La correction de la dérive de la vitesse due à l'intégration permet une amélioration sensible des résultats. En effet, sans cette correction, on observe une dérive très rapide de la vitesse (courbe verte sur la figure 6.13). La détection de t_b et t_f permet ainsi de réduire la durée d'intégration mais également de corriger la dérive en s'appuyant sur l'hypothèse d'une vitesse nulle après t_f .

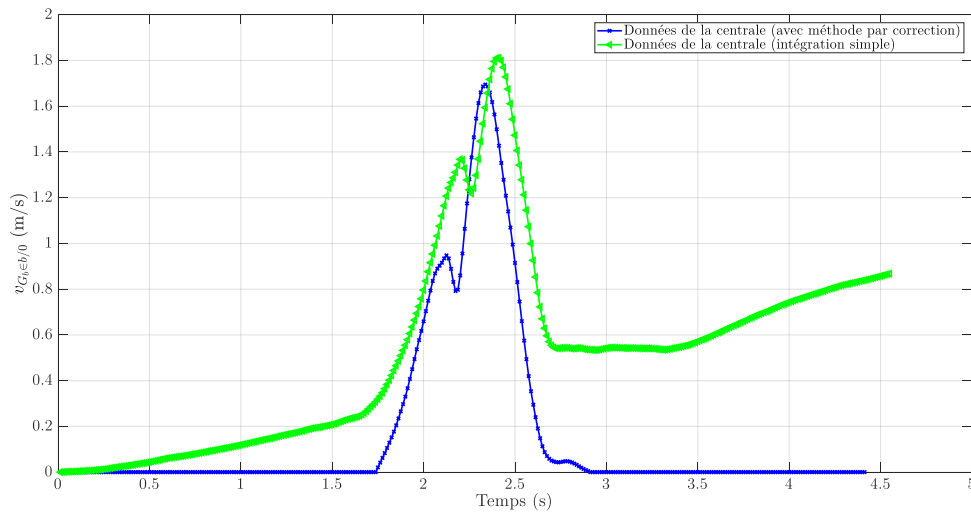


FIGURE 6.13 – Résultats typiques obtenus pour la mesure de la vitesse du centre de masse du buste pour un essai à rythme normal. La courbe bleue correspond au résultat obtenu avec la méthode décrite dans l'étude alors que la courbe verte correspond à une intégration de l'accélération sur la fenêtre d'enregistrement sans correction.

6.5.2 Comparaison des valeurs moyennes et maximales

L'analyse de Bland-Altman sur la valeur moyenne de la vitesse est présentée sur la figure 6.14 et dans le tableau 6.13. Les résultats montrent un biais de mesure négligeable pour les rythmes normal et élevé (0,01 m/s) mais qui augmente à 0,04 m/s pour le rythme lent. Ce résultat tend à montrer que l'intégration de l'accélération de la centrale pour obtenir la vitesse n'est possible que pour des mouvements de courte durée.

D'autre part, la limite d'acceptation sur l'ensemble des essais est de 0,09 m/s pour des valeurs allant au plus jusqu'à 0,70 m/s. Ce résultat est satisfaisant. Cependant, le LOA pour les mouvements à rythme lent augmente à 0,10 m/s. La RMSE reste sous 0,05 m/s quelque soit le rythme.

Les corrélations diminuent à mesure que la durée du lever est importante (lorsque le rythme diminue). Ces résultats confirment la difficulté d'obtenir une intégration de l'accélération exploitable sur plus de quelques secondes. En effet, la corrélation à rythme lent est médiocre (0,74) mais augmente à 0,83 à rythme normal et à 0,95 à rythme élevé.

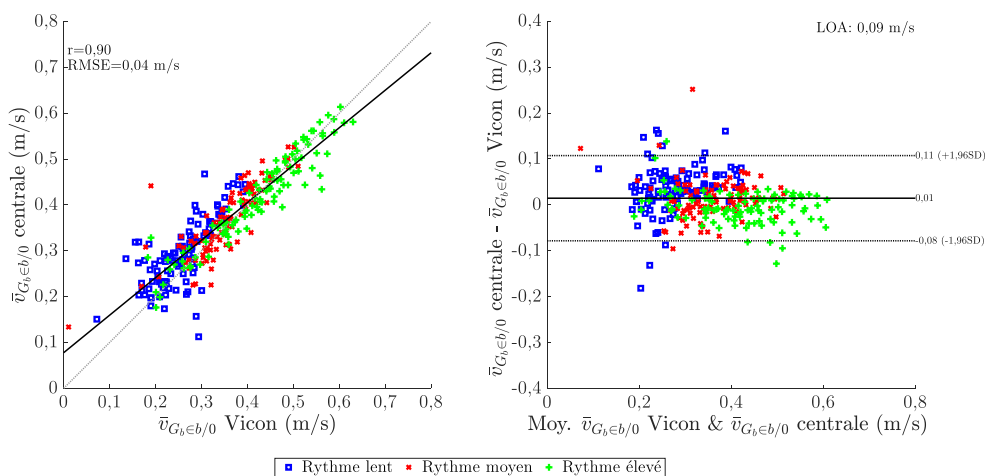


FIGURE 6.14 – Bland-Altman comparant les moyennes de la vitesse du CoM du buste ($\bar{v}_{G_b \in b/0}$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

$\bar{v}_{G_b \in b/0}$	Biais (m/s)	LOA (m/s)	RMSE (m/s)	r
Rythme lent	0,04	-0,07 ; 0,14	0,05	0,74*
Rythme normal	0,01	-0,07 ; 0,10	0,04	0,83*
Rythme élevé	-0,01	-0,08 ; 0,06	0,03	0,95*
Global	0,01	-0,08 ; 0,11	0,04	0,90*

TABLEAU 6.13 – Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de la vitesse du CoM du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

Les résultats de l'analyse Bland-Altman sur la valeur maximale sont présentés sur la figure 6.15 et le tableau 6.14. Là encore, le biais de mesure est négligeable devant les valeurs mises en jeu (inférieur à 0,07 m/s).

Le LOA varie peu en fonction du rythme et reste inférieur à 0,15 m/s pour des valeurs allant jusqu'à 2,5 m/s. La corrélation est significative et haute (supérieure à 0,94) quel que soit le rythme considéré.

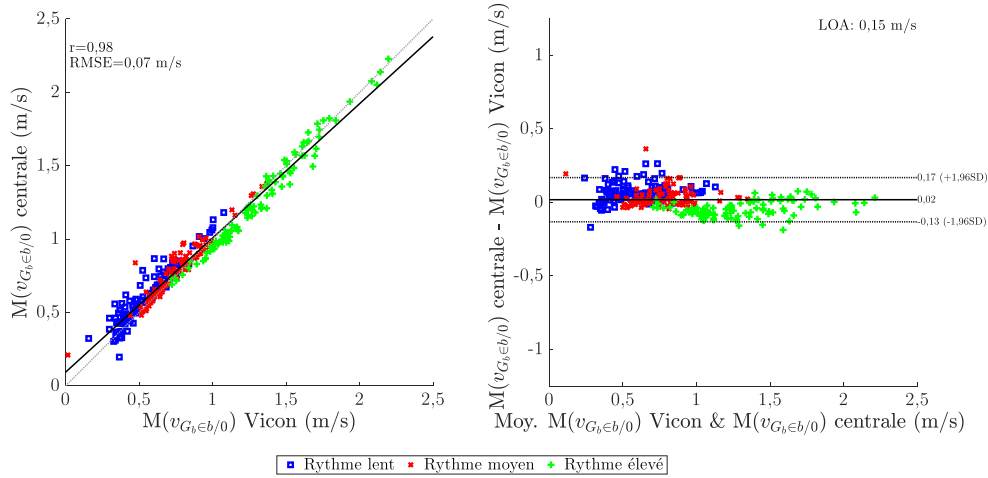


FIGURE 6.15 – Bland-Altman comparant les maximums de la vitesse du CoM du buste ($M(v_{G_b \in b/0})$) mesurée à l’aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

$M(v_{G_b \in b/0})$	Biais (m/s)	LOA (m/s)	RMSE (m/s)	r
Rythme lent	0,07	-0,06 ; 0,20	0,07	0,94*
Rythme normal	0,03	-0,09 ; 0,15	0,06	0,95*
Rythme élevé	-0,05	-0,15 ; 0,06	0,05	0,99*
Global	0,02	-0,13 ; 0,17	0,07	0,98*

TABLEAU 6.14 – Biais, limites d’acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les maximums de la vitesse du CoM du buste estimée à l’aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

La vitesse de translation est une donnée connue pour être difficilement accessible à l’aide d’une centrale inertielle seule. Cependant, les résultats de cette étude montrent que pour des mouvements de courte durée, la précision est appropriée pour une exploitation de la méthode dans le cadre de mesures ambulatoires. De plus, la distribution des points des différents rythmes sur les figures 6.14 et 6.15 laisse envisager la possibilité d’utiliser ce paramètre pour différencier des populations.

6.6 Énergie cinétique du buste

L'énergie cinétique du buste est estimée à travers seulement sa composante translationnelle via la centrale inertielle. Avec les données Vicon, les composantes translationnelle et rotationnelle sont mesurées.

6.6.1 Comparaisons des courbes

Des exemples de courbes d'énergie sont donnés pour chaque rythme sur la figure 6.16. Ces courbes sont fortement similaires aux courbes de la vitesse du centre de masse. On retrouve le premier pic lié à l'énergie cinétique dans le plan horizontal lors de la flexion du buste puis un second lié à la verticalisation. L'énergie cinétique emmagasinée lors de l'étape de flexion est partiellement réutilisée et transformée en énergie potentielle de pesanteur lors de l'étape de verticalisation. De manière analogue aux courbes de vitesse, le premier pic à rythme élevé tend à disparaître pour les mesures Vicon. L'hypothèse de l'écrêtage lors de la dérivation numérique peut, là aussi, être avancé.

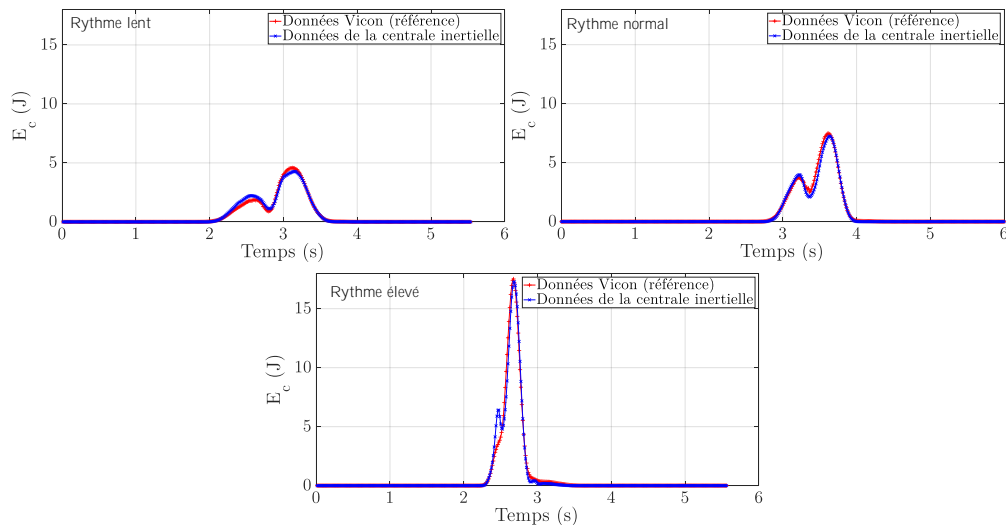


FIGURE 6.16 – Résultats représentatifs obtenus pour la mesure de l'énergie cinétique du buste pour un essai à chaque rythme

Les résultats pour la comparaison des courbes de l'énergie cinétique sont présentés dans le tableau 6.15. Les coefficients de corrélation r et les erreurs quadratiques moyennes normalisées nRMSE indiquent que les courbes

d'énergie du torse peuvent être estimées avec une centrale inertielle. Les corrélations sont supérieures à 0,97 et les nRMSE inférieures à 9 % quel que soit le rythme demandé.

D'autre part, la composante rotationnelle de l'énergie cinétique lors du lever de chaise peut être raisonnablement négligée. En effet, pour l'ensemble des sujets à rythme lent, l'énergie cinétique de translation du buste représente $92,1 \pm 2,1\%$ de l'énergie cinétique totale du buste. Ce ratio monte à $94,4 \pm 1,6\%$ à rythme normal et à $96,7 \pm 1,7\%$ à rythme élevé.

E_c Moyenne (écart-type)	r	nRMSE (%)
Rythme lent	0,97 (0,04)	8,45 (5,36)
Rythme normal	0,98 (0,03)	4,94 (2,71)
Rythme élevé	0,99 (0,01)	3,78 (1,79)

TABLEAU 6.15 – Moyenne et écart-type des coefficients de corrélation (r) et des erreurs quadratiques moyennes normalisées (nRMSE) entre les courbes de l'énergie cinétique du buste mesurée par la centrale et le système Vicon de référence pour chaque rythme

6.6.2 Comparaison des valeurs moyennes et maximales

Les résultats de l'estimation de l'erreur sur la valeur moyenne à l'aide d'une étude Bland-Altman sont présentés sur la figure 6.17 et dans le tableau 6.16. De même, les résultats comparant la valeur maximale sont donnés sur la figure 6.18 et dans le tableau 6.17.

En ce qui concerne la moyenne de l'énergie cinétique entre t_b et t_f , les corrélations sont significatives avec des valeurs entre 0,96 et 0,99 et des RMSE entre 0,30 J et 0,37 J (pour des valeurs moyennes allant de 0,5 J à 10 J environ). L'analyse de Bland-Altman donne une estimation dans 95 % des mesures entre 0,62 J et 0,75 J (dépendant du rythme), à comparer avec une énergie cinétique moyenne allant de 1 J à 4 J selon les rythmes. Ces résultats suggèrent que la méthode proposée pourrait être appropriée pour évaluer l'énergie cinétique moyenne durant le lever de chaise.

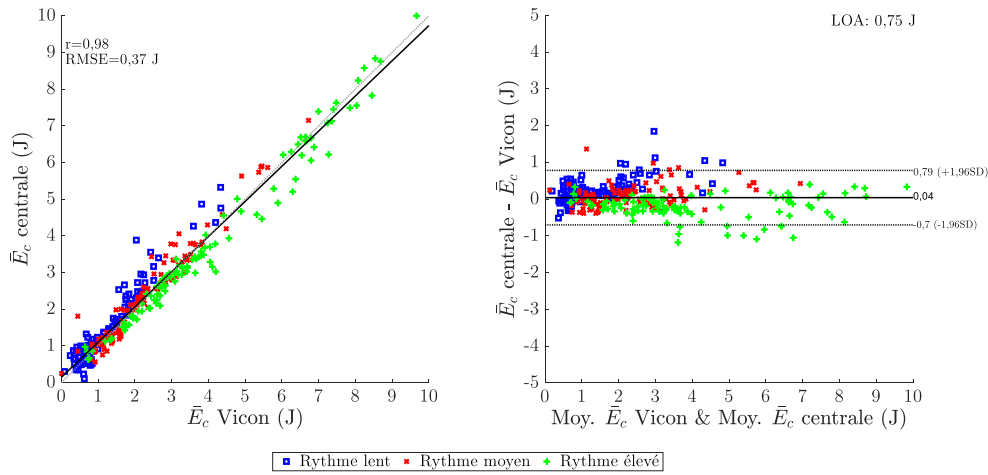


FIGURE 6.17 – Bland-Altman comparant les moyennes de l'énergie cinétique du buste (\bar{E}_c) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

\bar{E}_c	Biais (J)	LOA (J)	RMSE (J)	r
Rythme lent	0,25	-0,43 ; 0,94	0,30	0,96*
Rythme normal	0,09	-0,53 ; 0,70	0,30	0,98*
Rythme élevé	-0,21	-0,85 ; 0,43	0,33	0,99*
Global	0,04	-0,70 ; 0,79	0,37	0,98*

TABEAU 6.16 – Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les moyennes de l'énergie cinétique du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

On observe le même type de résultats pour la valeur maximale de l'énergie cinétique. Cependant, le LOA augmente pour les levers à rythme élevé (3,1 J contre environ 2 J pour les autres rythmes). Ces LOA restent deux à trois fois inférieurs aux valeurs mises en jeu. De même, le biais de mesure est faible (inférieur à 1,5 J quel que soit le rythme). Malgré cela, la droite de régression tend à s'écarter de la droite $y = x$ du fait d'une moins bonne estimation pour les données à rythme élevé. La corrélation avec les résultats Vicon est significative quel que soit le rythme considéré.

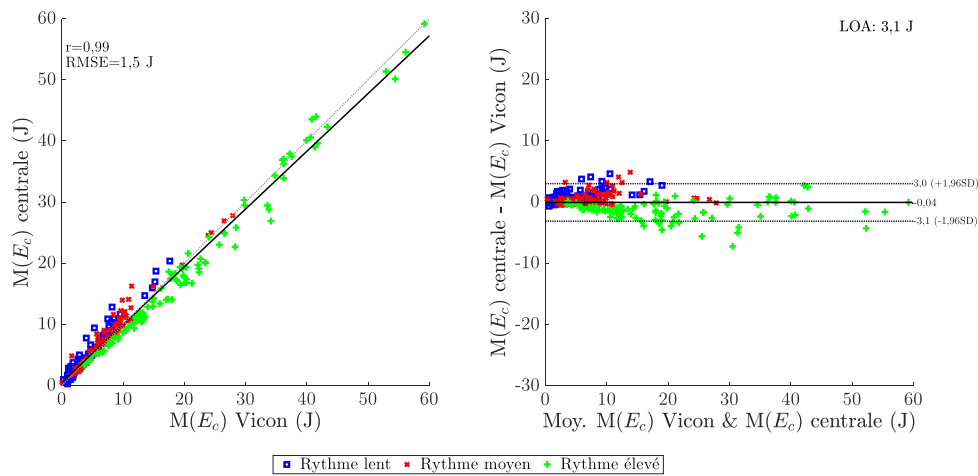


FIGURE 6.18 – Bland-Altman comparant les maximums de l'énergie cinétique du buste ($M(E_c)$) mesurée à l'aide de la centrale inertielle et du système Vicon de référence

$M(E_c)$	Biais (J)	LOA (J)	RMSE (J)	r
Rythme lent	0,83	-1,1 ; 2,8	0,84	0,98*
Rythme normal	0,45	-1,6 ; 2,5	1,0	0,98*
Rythme élevé	-1,4	-4,5 ; 1,7	1,6	0,99*
Global	-0,04	-3,1 ; 3,0	1,5	0,99*

TABLEAU 6.17 – Biais, limites d'acceptation (LOA), erreur quadratique moyenne (RMSE) et coefficient de corrélation (r) issus de la comparaison de Bland-Altman entre les maximums de l'énergie cinétique du buste estimée à l'aide de la centrale et du système Vicon de référence pour chaque rythme

Dans cette section, il a été montré que l'énergie cinétique de translation du buste représente plus de 90 % de l'énergie cinétique totale du buste lors du lever de chaise. Ainsi, bien qu'elle ait été prise en compte dans le calcul avec les données Vicon, l'énergie de rotation du buste peut être négligée durant le lever de chaise. En ce qui concerne l'objectif visant à étudier la possibilité de substituer le système optoélectronique par une centrale inertielle pour estimer l'énergie cinétique de translation du buste durant le lever de chaise, les résultats sont aussi encourageants.

La méthode proposée est améliorée par rapport à celle mise en place par Cameron et al. [111] car elle tiens compte de la vitesse antero-postérieure

pour le calcul de l'énergie. En effet, les résultats de capture du mouvement Vicon ont montré que la vitesse antero-postérieure représente 47 % à 69 % de la vitesse de translation totale, ce qui impact directement l'énergie cinétique. De plus, la méthode proposée permet d'obtenir l'évolution au cours du lever ou encore la valeur maximale et pas seulement la valeur moyenne comme le propose Cameron et al. [111].

Bilan

Dans cette partie, l'objectif était de proposer et de valider une méthodologie capable de quantifier la transition assis / debout à l'aide d'une centrale inertielle sur un panel de sujets sains. La durée du mouvement, l'accélération, la vitesse angulaire, la vitesse linéaire et l'énergie cinétique, paramètres clefs pour investiguer les capacités motrices ont été étudiés entre le début et la fin du mouvement. Ces instants caractéristiques ont été déterminés à l'aide d'un algorithme original s'appuyant sur les données d'orientation et d'accélération de la centrale. Les sujets ont réalisé des mouvements à différents rythmes.

Les résultats confirment tout d'abord qu'il n'est pas envisageable d'obtenir des informations sur le mouvement aussi précises qu'avec un système de capture par caméras. Par exemple, la durée du mouvement est mesurée avec une limite d'acceptation de 0,89 s. De ce fait, il paraît peu envisageable de quantifier le lever de chaise à l'aide d'un seul paramètre comme la durée de la transition. De plus, la mesure de la position via la centrale par double intégration de l'accélération reste peu envisageable car mène rapidement à des erreurs de plusieurs dizaines de centimètres pour des déplacements de un ou deux mètres [112].

Cependant, l'ensemble des paramètres proposés peuvent être calculés avec une bonne fidélité malgré un biais parfois constant ou proportionnel. La bonne corrélation des paramètres mesurés avec la centrale et les vraies valeurs permet de conclure à la pertinence de l'utilisation d'une centrale pour rendre compte des capacités physiques. De plus, la répartition des points pour les différents rythmes laisse supposer l'intérêt de ces paramètres pour différencier des populations, excepté pour la vitesse de rotation du buste.

À présent que les données du mouvement issues de la centrale inertielle

lors du lever de chaise ont été validées par comparaison avec une technologie de capture du mouvement de référence, il convient d'analyser leurs évolutions avec l'âge et la diminution des capacités physiques. Pour cela, dans la prochaine partie, plusieurs populations seront étudiées du point de vue de leur capacités motrices lors du lever de chaise par quantification des paramètres cinématiques et énergétiques extraits de la centrale.

Quatrième partie

Score optimisé pour quantifier
les performances fonctionnelles
lors de la transition assis /
debout : application à la
comparaison de populations
jeune, âgée et fragile

Chapitre 7

Comparaison des paramètres cinématiques et énergétiques mesurés lors du lever de chaise pour des populations jeunes, âgés et fragiles

Sommaire

7.1	Contexte	124
7.2	Matériels et méthodes	125
7.2.1	Participants à l'étude	125
7.2.2	Protocole expérimental	126
7.2.3	Traitement des données : paramètres considérés et analyses statistiques	127
7.3	Résultats et discussion	130
7.3.1	Durée de la transition assis / debout	132
7.3.2	Angle d'inclinaison du buste	134
7.3.3	Accélérations	134
7.3.4	Vitesse de rotation du buste	135
7.3.5	Vitesse de translation du centre de masse du buste	136
7.3.6	Énergie cinétique	136
7.4	Conclusion	137

7.1 Contexte

La transition assis / debout est l'une des tâches courantes les plus fréquemment réalisées [113]. Le passage d'une posture assise à une posture droite requiert une coordination optimale, un bon équilibre et suffisamment de force et de puissance musculaire [26]. Ces capacités physiques diminuent avec l'âge [114]. En effet, la mobilité se réduit à cause d'affections, de traumatismes ou de déconditionnements progressifs (sarcopénie, ostéoporose notamment). La transition assis / debout est souvent utilisée pour suivre les séniors et évaluer leurs performances physiques [115]. En pratique, l'évaluation clinique du lever de chaise se base sur la description qualitative des modifications de la stratégie motrice [116]. La durée de la tâche est également utilisée comme descripteur de la performance [22][26].

Le développement récent des capteurs magnéto-inertiels a permis de nouvelles opportunités pour la mesure clinique des performances de lever de chaise [117][118][26][119]. Par exemple, des quantifications du lever de chaise issues de données de centrales inertiels ont déjà été investiguées pour diagnostiquer la fragilité [120] ou les risques de chutes [117][119]. Cependant, ces études se focalisent sur des populations dont les pathologies sont déjà diagnostiquées. D'autre part, dans le cadre de populations vieillissantes, les effets de la perte de tonus musculaire ou encore de la sédentarité doivent être monitorés pour identifier les premiers signes afin de prévenir la pathologie. Ces spécifications nécessitent un outil et un protocole simple et précis.

L'utilisation de centrales inertiels durant le lever de chaise a été démontrée comme étant pertinente [26]. Les résultats montrent une augmentation de la durée de la transition et une diminution de la vitesse de flexion du buste et du coefficient de variation [121]. Cependant, peu de paramètres rendent compte de la morphologie du sujet dans la performance [122][123]. Le but de ce chapitre est d'analyser la cinématique et l'énergétique à travers un maximum de paramètres extraits d'une centrale inertielle positionnée sur le buste et ainsi déterminer les paramètres influencés par l'âge et la fragilité.

7.2 Matériels et méthodes

7.2.1 Participants à l'étude

Soixante-quatorze volontaires ont participé à cette étude. Ils ont été divisés en trois groupes : jeunes sains (JS), âgés sains (AS) et âgés fragiles (AF). Pour être éligible, les sujets jeunes sains devaient avoir moins de trente ans et déclarer ne pas avoir de pathologies qui pourraient affecter les performances fonctionnelles. Les sujets âgés sains devaient avoir plus de soixante-cinq ans et être déclarés asymptomatiques après examen par un médecin. Cette étude inclue également onze sujets âgés fragiles de l'hôpital gériatrique de Charles Foix localisé à Ivry-sur-Seine. La fragilité est un syndrome physiologique caractérisé par une réduction des réserves et de la résistance aux facteurs stressants, qui résulte d'un déclin cumulatif de multiples systèmes physiologiques et qui cause une vulnérabilité aux effets nocifs [19]. À ce titre, la fragilité permet de définir une population à haut risque de chute, de déclin fonctionnel, d'entrée en institution spécialisée et de décès [19]. Les sujets fragiles devaient être âgés de plus de soixante-cinq ans et avoir un degré de fragilité supérieur à cinq d'après l'index Rockwood [12]. L'échelle de fragilité de Rockwood est donnée dans le tableau 7.2. L'âge, la taille, le poids et l'indice de masse corporelle (IMC) moyens pour les différents groupes sont présentés dans le tableau 7.1.

<i>Moy.</i> <i>(écart-type)</i>	n(F)	Âge (années)	Taille (cm)	Masse (kg)	IMC (kg/m²)
Jeunes sains	24 (4)	25 (3)	178 (9,5)	72,1 (11,7)	22,8 (3,1)
Âgés sains	39 (5)	70 (4)	174 (8,3)	79,4 (14,2)	26,1 (4,1)
Âgés fragiles	11 (6)	87 (6)	161 (6,0)	61,0 (11,2)	23,6 (4,9)

TABLEAU 7.1 – Caractéristiques des sujets participants à l'étude

Chapitre 7. Comparaison des paramètres cinématiques et énergétiques mesurés lors du lever de chaise pour des populations jeunes, âgés et fragiles

Niveau	État de santé
1	En forme : actif, énergique, motivé. Ces personnes ont une activité régulière et sont en meilleure forme que les autres individus de leur âge
2	En santé : sans maladie active mais en moins bonne forme que la catégorie 1
3	Traité pour une maladie chronique. Les symptômes sont bien contrôlés
4	En apparence vulnérable : indépendant mais ces personnes ont les symptômes d'une maladie active
5	Légèrement fragile : avec une dépendance limitée pour les activités instrumentales
6	Modérément fragile : ces personnes ont besoin d'aide à la fois pour les activités instrumentales et pour les gestes de la vie quotidienne
7	Sévèrement fragile : complètement dépendant pour les activités de vie quotidienne ou en fin de vie

TABLEAU 7.2 – Échelle de fragilité clinique de Rockwood [12]

Tous les volontaires ont donné leur consentement avisé et éclairé pour les expérimentations. Le protocole a été approuvé par le comité éthique de protection des personnes de Nord-Ouest II (numéro 2016-A00534-47) et par le comité éthique d'île de France VI en 2016.

7.2.2 Protocole expérimental

Les participants sont équipés d'une centrale inertielle (APDM, Opal, Portland, États-Unis) fixée sur le buste approximativement à deux-tiers de la hauteur du sternum à l'aide d'une sangle élastique fournie par le fabricant de la centrale (figure 5.2). L'opérateur réalise une calibration technique de sorte à faire correspondre un axe de la centrale avec la direction médio-latérale. La hauteur de la chaise utilisée pour cette étude est standard (45 cm). Les signaux des données brutes sont échantillonnés à 128 Hz.

Après une phase de pause assis, il est demandé aux sujets de se lever à leur rythme habituel sans assistance et sans utiliser leurs mains. Chaque participant réalise trois à cinq transitions assis / debout enregistrées séparément. Une pause est respectée entre chaque essai. Après la session, la taille et la masse du sujet sont mesurées à l'aide d'une toise et d'un pèse-personne.

7.2.3 Traitement des données : paramètres considérés et analyses statistiques

Pour l'analyse des données, les repères de travail sont identiques à ceux proposés dans la partie précédente (figure 7.1). Pour rappel, trois repères différents ont été définis :

- \mathcal{R}_0 est le repère global d'origine O située au niveau du sol et de base Nord-Ouest-Haut notée $\mathcal{B}_0 = (\mathbf{i}_0, \mathbf{j}_0, \mathbf{k}_0)$;
- \mathcal{R}_c est le repère associé à la centrale, d'origine C située au centre du boitier et de base $\mathcal{B}_c = (\mathbf{i}_c, \mathbf{j}_c, \mathbf{k}_c)$;
- \mathcal{R}_b est le repère associé au buste du sujet, d'origine le centre articulaire des cervicales CJC et de base $\mathcal{B}_b = (\mathbf{i}_b, \mathbf{j}_b, \mathbf{k}_b)$ (définie par Dumas et al. [11]).

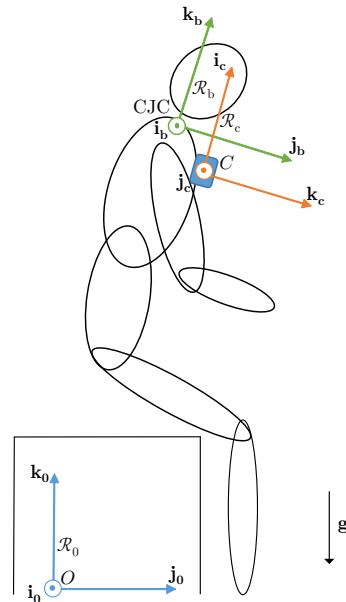


FIGURE 7.1 – Rappel du repérage utilisé pour l'analyse du mouvement de la transition assis / debout

Dans la partie précédente, il a été démontré la possibilité de mesurer différents paramètres cinématiques et énergétiques lors de la transition assis / debout en exploitant les données de la centrale et l'orientation calculée par fusion de données. Ainsi, à l'aide de la centrale, il est possible d'obtenir,

Chapitre 7. Comparaison des paramètres cinématiques et énergétiques mesurés lors du lever de chaise pour des populations jeunes, âgés et fragiles

à chaque instant t , les informations suivantes :

- t_b et t_f : instants de début et de fin de la transition assis / debout, respectivement ;
- θ_b : angle d'inclinaison du buste ;
- $\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)}$: vecteur de l'accélération du centre de la centrale appartenant à la centrale par rapport à \mathcal{R}_0 , exprimé dans \mathcal{B}_0 ;
- $a_{C \in c/0}$: norme de l'accélération du centre de la centrale appartenant à la centrale par rapport à \mathcal{R}_0 ;
- $\boldsymbol{\omega}_{b/0}^{(0)}$: vecteur de la vitesse angulaire du buste par rapport à \mathcal{R}_0 , exprimé dans \mathcal{B}_0 ;
- $\omega_{b/0}$: norme de la vitesse angulaire du buste par rapport à \mathcal{R}_0 ;
- $v_{G_b \in b/0}$: norme de la vitesse de translation du centre de masse du buste par rapport à \mathcal{R}_0 ;
- E_c : énergie cinétique du buste assimilée à sa partie translationnelle.

À partir de ces données, il est possible d'extraire des paramètres représentatifs de la cinématique et de l'énergétique de la personne. Ainsi, pour chaque sujet, quinze paramètres ont été calculés. Ces paramètres sont :

- T : durée de la transition assis / debout définie par :

$$T = t_f - t_b \quad (7.1)$$

- $Incl$: Inclinaison maximale du buste θ_b définie par :

$$Incl = \max_{t_b \leq t \leq t_f} (\theta_b) \quad (7.2)$$

- $mAcc$ et $maxAcc$: valeurs moyenne et maximale de $a_{C \in c/0}$ définies par :

$$mAcc = \text{moy}_{t_b \leq t \leq t_f} (a_{C \in c/0}) \quad (7.3)$$

$$maxAcc = \max_{t_b \leq t \leq t_f} (a_{C \in c/0}) \quad (7.4)$$

- mAz et $maxAz$: valeurs moyenne et maximale de l'accélération verticale définies par :

$$mAz = \text{moy}_{t_b \leq t \leq t_f} (|\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)} \cdot \mathbf{k}_0|) \quad (7.5)$$

$$maxAz = \max_{t_b \leq t \leq t_f} (|\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)} \cdot \mathbf{k}_0|) \quad (7.6)$$

- $mAxy$ et $maxAxy$: valeurs moyenne et maximale de la norme de l'accélération dans le plan horizontal (ou transversal) définies par :

$$mAxy = \text{moy}_{t_b \leq t \leq t_f} \left(\sqrt{\left(\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)} \cdot \mathbf{i}_0 \right)^2 + \left(\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)} \cdot \mathbf{j}_0 \right)^2} \right) \quad (7.7)$$

$$maxAxy = \max_{t_b \leq t \leq t_f} \left(\sqrt{\left(\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)} \cdot \mathbf{i}_0 \right)^2 + \left(\mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)} \cdot \mathbf{j}_0 \right)^2} \right) \quad (7.8)$$

- $AUCml$ [124] : aire sous la courbe calculée à l'aide de la méthode des trapèzes de l'accélération medio-latérale définie par :

$$AUCml = \int_{t_b}^{t_f} \left(\mathbf{R}_{0/c}^T \cdot \mathbf{a}_{C \in c/0}^{(0)} \right) \cdot \mathbf{i}_b \cdot dt \quad (7.9)$$

- $mOmega$ et $maxOmega$: valeurs moyenne et maximale de la norme de la vitesse angulaire définies par :

$$mOmega = \text{moy}_{t_b \leq t \leq t_f} (\omega_{b/0}) \quad (7.10)$$

$$maxOmega = \max_{t_b \leq t \leq t_f} (\omega_{b/0}) \quad (7.11)$$

- mVG et $maxVG$: valeurs moyenne et maximale de la vitesse de translation du centre de masse du buste définies par :

$$mVG = \text{moy}_{t_b \leq t \leq t_f} (v_{G_b \in b/0}) \quad (7.12)$$

$$maxVG = \max_{t_b \leq t \leq t_f} (v_{G_b \in b/0}) \quad (7.13)$$

- mEc et $maxEc$: valeurs moyenne et maximale de l'énergie cinétique du buste définies par :

$$mEc = \text{moy}_{t_b \leq t \leq t_f} (E_c) \quad (7.14)$$

$$maxEc = \max_{t_b \leq t \leq t_f} (E_c) \quad (7.15)$$

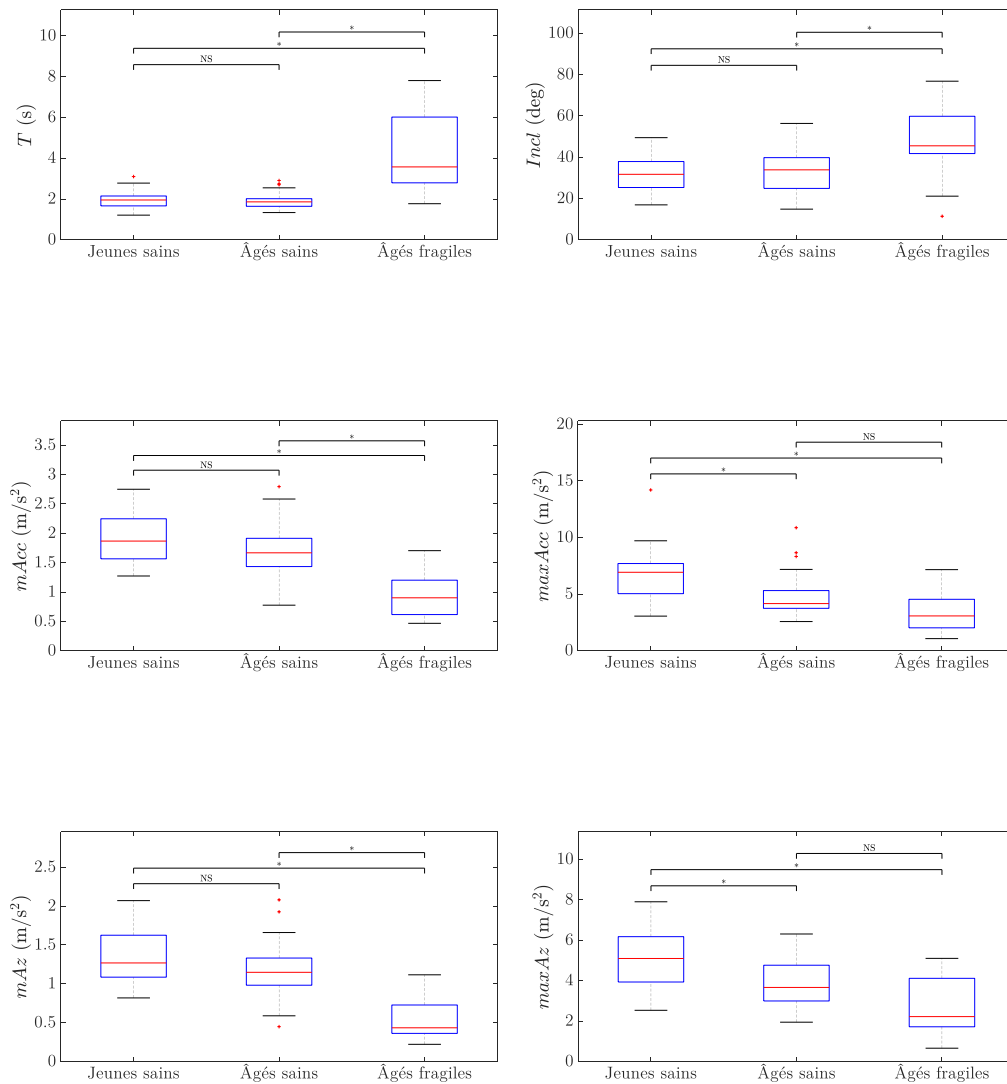
Pour un sujet, la valeur d'un paramètre est obtenue en réalisant la moyenne sur les différents essais de lever de chaise réalisés.

Pour analyser l'effet de l'âge sur chaque paramètre, un test non paramétrique de Mann-Whitney a été réalisé entre les groupes de jeunes et âgés sains [125]. De même, l'influence de la fragilité a été analysée à l'aide d'un test de Mann-Whitney réalisé entre les groupes d'âgés sains et fragiles. Le niveau de significativité est fixé à 0,01 pour les deux comparaisons.

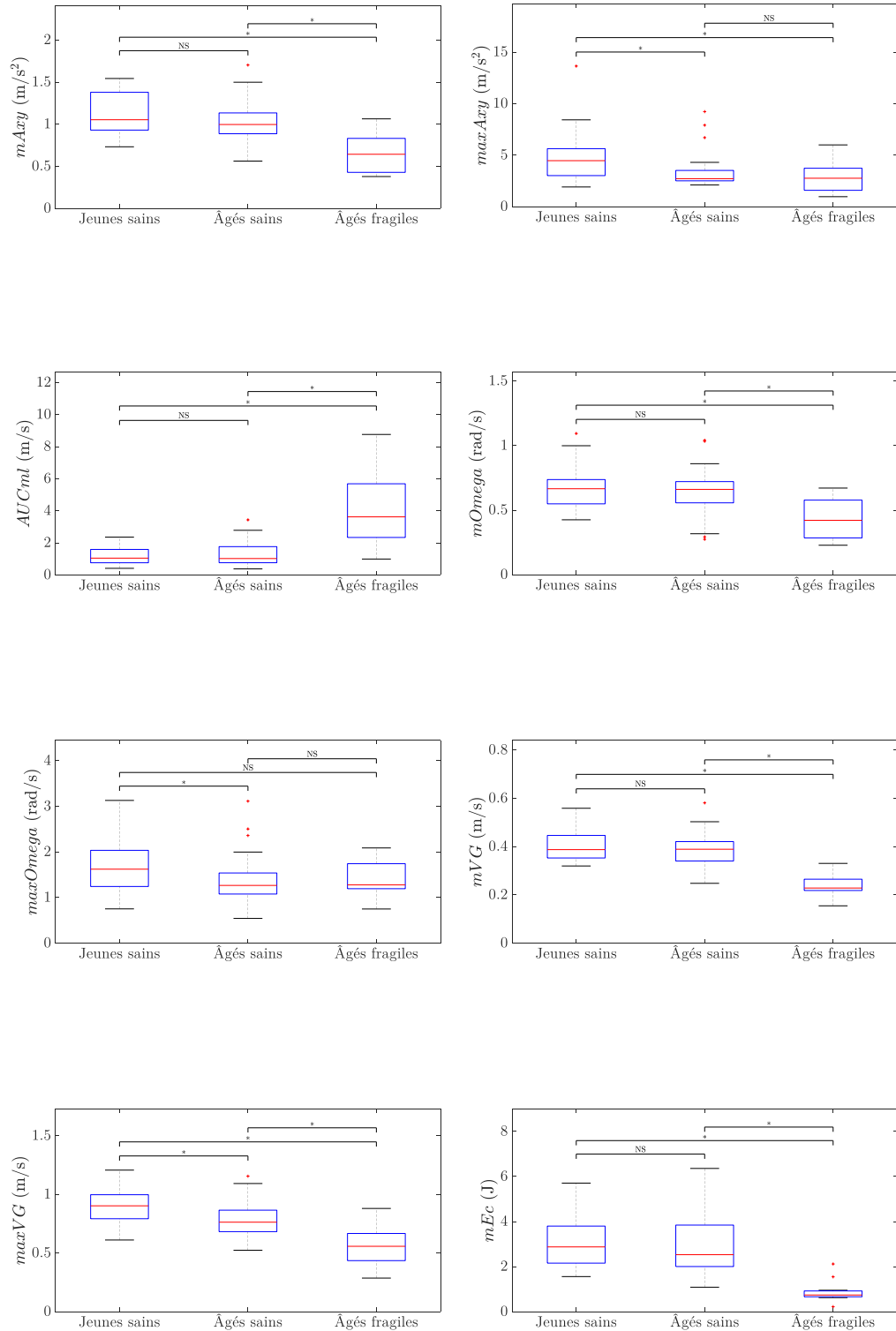
7.3 Résultats et discussion

Les résultats pour chaque paramètre sont représentés dans les diagrammes boîtes de la figure 7.2. Sur chaque diagramme, une « * » représente une différence significative entre deux populations alors que « NS » signifie que l'évolution est non significative.

Les moyennes et les écart-types (entre parenthèses) des résultats pour les 15 paramètres pour chaque groupe sont détaillés dans le tableau 7.3. Les valeurs p des tests de Mann-Whitney sont également données.



7.3 Résultats et discussion



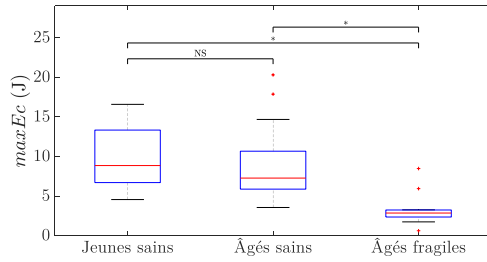


FIGURE 7.2 – Résultats des comparaisons de paramètres entre les groupes jeunes, âgés et fragiles

Les résultats de la figure 7.2 et du tableau 7.3 montrent que $maxVG$, $maxOmega$, $maxAcc$, $maxAz$ et $maxAxy$ diminuent significativement entre les groupes de jeunes et d'âgés sains.

De manière analogue, mVG , $maxVG$, $mOmega$, T , $Incl$, $mAcc$, mAz , $mAxy$, $AUCml$, mEc et $maxEc$ sont significativement différents entre les groupes âgés sains et fragiles. T , $Incl$ et $AUCml$ augmentent pour les sujets fragiles alors que les autres diminuent.

7.3.1 Durée de la transition assis / debout

D'après les résultats obtenus dans l'étude, le temps mis par les sujets fragiles pour réaliser le lever de chaise est significativement plus important que pour les sujets âgés sains. D'autre part, il n'y a pas de différence significative entre les sujets jeunes et âgés sains. Il apparaît également une plus grande disparité des valeurs chez les sujets fragiles (figure 7.2).

Couramment, la durée de la transition (T) est le seul paramètre analysé lors du lever de chaise. Les valeurs moyennes pour les sujets sains sont entre 1,57 s et 2,42 s [126] [127] [128] [129] [121]. Plusieurs études ont montré que T augmente avec la fragilité [122] [130] [121]. Cependant, il n'y a pas consensus sur l'influence de l'âge. Les études montrent que l'âge du sujet pourrait influencer [121] ou pas [29] ce paramètre durant la transition assis / debout. Le calcul de la durée de la transition dépend grandement de la méthodologie de détection des instants de début et de fin du mouvement. Il est cependant raisonnable de penser que l'âge n'a pas d'influence sur la durée du lever. En effet, bien que les techniques basées sur la capture par caméras soient connues pour être dépendantes de l'opérateur, l'étude de Hurley [29], réalisée avec cette technologie dont la précision est supérieure à la capture magnéto-inertielle utilisée par Van Lummel et al. [121], avance des résultats similaires à ceux présentés ici.

Paramètres	Jeunes sains (JS)	Âgés sains (AS)	Âgés fragiles (AF)	valeur p (JS,AS)	valeur p (AS,AF)
T (s)	1,98 (0,41)	1,92 (0,38)	4,22 (2,02)	0,392	< 0,01
Incl (deg)	32,40 (9,10)	32,80 (9,87)	46,70 (18,50)	0,815	< 0,01
mAcc (m/s ²)	1,93 (0,43)	1,69 (0,41)	0,91 (0,39)	0,048	< 0,01
maxAcc (m/s ²)	6,69 (2,40)	4,73 (1,69)	3,48 (1,90)	< 0,01	0,058
mAz (m/s ²)	1,36 (0,34)	1,16 (0,33)	0,54 (0,27)	0,036	< 0,01
maxAz (m/s ²)	5,12 (1,44)	3,85 (1,10)	2,69 (1,43)	< 0,01	0,011
mAxy (m/s ²)	1,11 (0,24)	1,03 (0,23)	0,63 (0,23)	0,221	< 0,01
maxAxy (m/s ²)	4,84 (2,47)	3,29 (1,51)	2,76 (1,49)	< 0,01	0,337
AUCml (m/s ²)	1,20 (0,54)	1,30 (0,70)	4,14 (2,63)	0,882	< 0,01
mOmega (rad/s)	0,670 (0,162)	0,637 (0,165)	0,433 (0,152)	0,666	< 0,01
maxOmega (rad/s)	1,70 (0,57)	1,36 (0,49)	1,41 (0,43)	< 0,01	0,590
mVG (m/s)	0,405 (0,065)	0,390 (0,065)	0,242 (0,049)	0,457	< 0,01
maxVG (m/s)	0,905 (0,147)	0,784 (0,137)	0,562 (0,167)	< 0,01	< 0,01
mEc (J)	3,08 (1,22)	2,97 (1,24)	0,90 (0,51)	0,656	< 0,01
maxEc (J)	10,00 (3,77)	8,42 (3,71)	3,35 (2,13)	0,086	< 0,01

TABLEAU 7.3 – Pour chaque groupe, moyennes et écart-types des paramètres évalués lors de la transition assis / debout. Les valeurs p des tests de Mann-Whitney sont également données entre sujets jeunes et âgés sains et entre sujets âgés sains et fragiles.

7.3.2 Angle d'inclinaison du buste

Les résultats montrent que l'angle d'inclinaison (*Incl*) n'évolue pas significativement avec l'âge mais augmente significativement avec la fragilité. Cependant, la gamme de valeurs est large chez les sujets fragiles (écart-type de 20, 70°).

L'étude par caméras optoélectroniques de Hurley montre également que l'âge n'influence pas l'angle d'inclinaison [29]. Cependant, elle met en avant la forte influence de la hauteur d'assise. De ce fait, il ressort l'importance de choisir une hauteur de chaise fixe pour l'ensemble des sujets participants (dans le cas de cette étude, la hauteur est de 45 cm).

Pour les sujets fragiles, la stratégie de lever implique d'amener le centre de gravité au dessus du futur polygone de sustentation avant le décollement des fesses. Cela entraîne ainsi une flexion importante du tronc [10]. Ce raisonnement est en accord avec les résultats obtenus. Cependant, les pathologies gériatriques pouvant s'ajouter à la fragilité peuvent avoir un impact sur l'angle de flexion. Par exemple, un sujet parkinsonien aurait un angle de flexion probablement plus faible car un des symptômes de la maladie est un raidissement des membres qui diminue les amplitudes de mouvement réalisables.

7.3.3 Accélération

L'accélération a été analysée dans cette étude suivant quatre composantes : l'accélération globale, l'accélération verticale, l'accélération dans le plan horizontal et l'aire sous l'accélération médio-latérale. Bien que ces dernières soient fortement liées entre elles, elles offrent la possibilité de distinguer les performances en terme d'accélération suivant les différentes phases du mouvement. En effet, l'accélération globale tient compte de tout le mouvement mais l'accélération dans le plan horizontal rendra compte principalement de la phase de flexion (étapes 1 et 2 du processus de Schenkman et al. [8]) alors que l'accélération verticale rendra compte essentiellement de la phase de verticalisation (étapes 3 et 4). L'aire sous la courbe de l'accélération médio-latérale donne une information sur la quantité de mouvement hors plan dans la direction médio-latérale et donc quantifie la stabilité spatiale lors du mouvement.

Les résultats montrent que la moyenne de la norme de l'accélération diminue significativement chez les sujets fragiles par rapport aux sujets âgés sains. Cependant, cette moyenne diminue mais de manière non-significative pour les sujets âgés sains par rapport aux sujets jeunes sains. (valeur-p =

0,048). À contrario, la valeur maximale de la norme de l'accélération diminue significativement pour les sujets âgés sains par rapport aux sujets jeunes mais de manière non significative pour les sujets fragiles (valeur-p = 0,058). Les variabilités sont similaires suivant les trois groupes. Ces résultats sont en accord avec Galán-Mercant et al. qui ont montré que l'accélération moyenne diminue significativement entre âgés sains et fragiles et que que l'accélération maximale ne varie pas significativement [131]. En outre, les résultats de l'étude de Regterschot et al. laissent penser que l'accélération maximale puisse augmenter significativement pour des sujets âgés ayant suivi un programme d'exercices physiques [132]. D'autre part, les résultats sur l'accélération maximale qui diminue chez les sujets âgés montrent que la durée du lever seule ne constitue pas un descripteur complet de la transition assis / debout car aucune variation significative n'avait été observée entre jeunes et âgés sains.

En ce qui concerne l'accélération verticale et l'accélération dans le plan horizontal, les résultats sont similaires. En effet, la valeur moyenne diminue significativement seulement entre âgés sains et âgés fragiles alors que la valeur maximale diminue significativement entre jeunes sains et âgés sains. Les variabilités des valeurs sont similaires suivant les groupes. Les résultats sur l'accélération verticale semblent en accord avec ceux de Millor et al. [130]. Cependant, cette étude a été réalisée sur le test de levers de chaise répétés de 30 secondes.

L'aire sous la courbe de l'accélération médio-latérale est un paramètre lié à la fois à l'accélération et la durée de la transition posturale. Ce paramètre a pour but de quantifier le balancement médio-latéral qui est supposé être plus important chez des personnes dont la stabilité diminue. Les résultats montrent une augmentation significative entre âgés sains et âgés fragiles mais non significative entre jeunes sains et âgés sains. La figure 7.2 montre tout de même une plus grande variabilité chez les sujets fragiles. Peu d'études se sont focalisées sur le balancement latéral [26]. Cependant, les résultats de Janssen et al. montrent une diminution de AUC_{ml} chez des sujets en rééducation après un accident vasculaire cérébral (AVC) [124].

7.3.4 Vitesse de rotation du buste

La vitesse de rotation du buste est un paramètre qui permet de tenir compte notamment de la vitesse avec laquelle le sujet se penche en avant pour amorcer sa transition. Par hypothèse, il est supposé que celle-ci diminue lorsque les capacités physiques sont moindres.

Les résultats montrent que la valeur moyenne diminue significativement entre âgés sains et âgés fragiles alors que la valeur maximale diminue significativement entre jeunes sains et âgés fragiles. Les résultats sur la vitesse angulaire maximale sont tout de même à tempérer car le test ne montre pas d'évolution significative entre les groupes jeunes sains et âgés sains. Ces résultats sont en accord avec l'étude de Van Lummel et al. qui ont montré une diminution de la vitesse angulaire de flexion lors du test de levers de chaise répétés cinq fois chez les sujets âgés [121].

7.3.5 Vitesse de translation du centre de masse du buste

La vitesse du centre de masse buste est un paramètre qui n'est pas mesuré en règle générale dans les études se basant sur des mesures inertielles car sa détermination nécessite un traitement des données complexe [26]. Cependant, la vitesse semble intrinsèquement liée à la bonne capacité physique de l'individu car le but premier de la transition assis / debout est de transférer verticalement la position du centre de masse. Une vitesse de transfert élevée semble liée à un geste optimisé.

Les résultats montrent une diminution significative de la vitesse moyenne chez les sujets fragiles par rapport aux sujets âgés sains. La vitesse maximale diminue significativement d'abord entre jeunes sains et âgés sains puis entre âgés sains et âgés fragiles.

7.3.6 Énergie cinétique

L'énergie cinétique est un paramètre qui tient compte à la fois de la cinématique et de la morphologie de la personne. Par exemple, il prend en compte la masse de l'individu en cas d'obésité. Il semble pertinent dans le sens où il rend compte de la capacité du corps à réaliser un travail mécanique. Pour les mêmes raisons que précédemment, ce paramètre n'est pas mesuré dans les études utilisant des centrales inertielles pour la quantification du lever de chaise.

Les résultats montrent que la moyenne et la valeur maximale de l'énergie cinétique diminuent significativement entre les groupes âgés sains et âgés fragiles mais non significativement entre les groupes jeunes sains et âgés sains. La figure 7.2 montre que l'énergie cinétique développée est très diminuée pour les sujets fragiles avec une dispersion des valeurs faible. Peu d'études se sont focalisées sur l'influence de l'âge ou de la fragilité sur l'énergie cinétique.

Cependant, Cameron et al. ont montré que l'énergie cinétique moyenne diminue significativement chez les sujets atteints d'un AVC et ayant eu une hémiparésie [111].

7.4 Conclusion

Dans cette étude, on remarque que les paramètres utilisés pour quantifier la transition assis / debout d'un point de vue cinématique et énergétique montrent des hétérogénéités concernant l'influence de l'âge et de la fragilité. Par exemple, la valeur maximale de la vitesse du centre de masse du buste ($maxVG$) est le seul paramètre qui est significativement influencé par l'âge et la fragilité. Cependant, les paramètres basés sur des valeurs maximales ont une forte tendance à diminuer pour les sujets âgés (influence de l'âge) alors que les paramètres basés sur des valeurs moyennes lors du mouvement ont une forte tendance à diminuer pour les sujets fragiles (influence de la fragilité).

Cette étude a aussi des limitations. Le calcul des paramètres requière la détermination de t_b et t_f . Dans la littérature, de nombreuses méthodes sont proposées pour détecter le mouvement avec une centrale inertielle sans consensus [126] [130]. Dans cette étude, l'algorithme de détection se base sur un seuillage des quaternions d'orientation et de l'accélération verticale. De plus, les paramètres basés sur des valeurs maximales sont souvent plus dispersés (écart-type important) que ceux basés sur des valeurs moyennes. En effet, ceux-ci sont focalisés sur un instant spécifique et par conséquent, ils sont plus sujets aux erreurs des capteurs. Pour finir, la force musculaire et l'activation ne sont pas évaluées. Or, elles pourraient constituer des informations utiles dans un objectif de quantification des capacités motrices.

Finalement, l'influence de l'âge et de la fragilité sur le mouvement à travers différents paramètres cinématiques et cinétiques a été démontrée. Malheureusement, l'analyse de chaque paramètre pris individuellement ne semble pas rendre compte à lui seul de la bonne capacité physique de l'individu (voir figure 7.2). De plus, une interprétation multi-factorielle peut s'avérer longue et complexe. Par conséquent, il semble pertinent de proposer la mise en place d'un paramètre composite (sous la forme d'un score) capable de rendre compte de la capacité physique de la personne.

Chapitre 7. Comparaison des paramètres cinématiques et énergétiques
mesurés lors du lever de chaise pour des populations jeunes, âgés et fragiles

Chapitre 8

Développement d'un score optimisé pour quantifier les capacités physiques lors du lever de chaise

Sommaire

8.1	Contexte	139
8.2	Méthode de calcul des scores et optimisation	140
8.2.1	Score de vieillissement : <i>AgingScore</i>	140
8.2.2	Score de fragilité : <i>FrailtyScore</i>	146
8.3	Stratégie du lever de chaise	146
8.4	Résultats et discussion	147
8.4.1	Performances de classification des paramètres	147
8.4.2	Sélection des paramètres optimisant les performances des scores	148
8.4.3	Calculs pratiques des scores	151
8.4.4	Analyse de la stratégie de lever	153
8.5	Conclusion	155

8.1 Contexte

Dans le chapitre précédent, il a été montré que la cinématique et l'énergétique évoluent en fonction de l'âge et de la fragilité lors du lever de chaise. Les mesures, réalisées à l'aide d'une centrale inertielle fixée sur le buste ont également montré les limites d'un analyse mono-paramètre et la complexité

d'une lecture multi-paramétrique. C'est pourquoi la mise en place d'un score composite basé sur les paramètres cinématiques et énergétiques les plus performants semble justifiée.

Dans ce chapitre, l'objectif est de mettre en place deux scores optimisés capable de décrire l'influence de l'âge et de la fragilité sur les capacités physiques. Par la suite, l'ensemble des paramètres utiles aux calculs des scores seront retenus de sorte à mettre en place un outil de visualisation simple et rapide de la stratégie motrice de l'individu lors de la transition assis / debout.

8.2 Méthode de calcul des scores et optimisation

En reprenant les valeurs des paramètres déterminées lors du lever de chaise au chapitre [chapitre 7](#), il est possible d'associer à chaque sujet un vecteur de dimension 15. Ainsi, nous faisons l'hypothèse ici que le mouvement lors du lever de chaise peut être représenté par un espace vectoriel de dimension $P = 15$.

8.2.1 Score de vieillissement : *AgingScore*

Afin de déterminer la performance de discrimination des P paramètres entre sujets jeunes et âgés sains, l'aire sous la courbe (AUC) ROC (*Receiver Operatic Characteristic*) est calculée [133]. Pour un paramètre donné, la courbe ROC se représente comme le taux de vrais positifs (appelé « sensibilité ») en fonction du taux de faux positifs (appelé « antispécificité » ou « 1-spécificité »). Un paramètre dont la courbe ROC correspond à la droite d'équation $y = x$ est un classificateur aléatoire (il ne donne aucune information et son AUC est de 0,5, figure 8.1). Un paramètre dont la courbe ROC est composée d'un segment allant du point (0,0) à (1,0) puis d'un autre allant de (1,0) à (1,1) est un classificateur parfait (son AUC est de 1, figure 8.1). Par conséquent, le AUC de la courbe ROC est un nombre compris entre 0,5 et 1 qui indique la performance du paramètre pour discriminer deux populations.

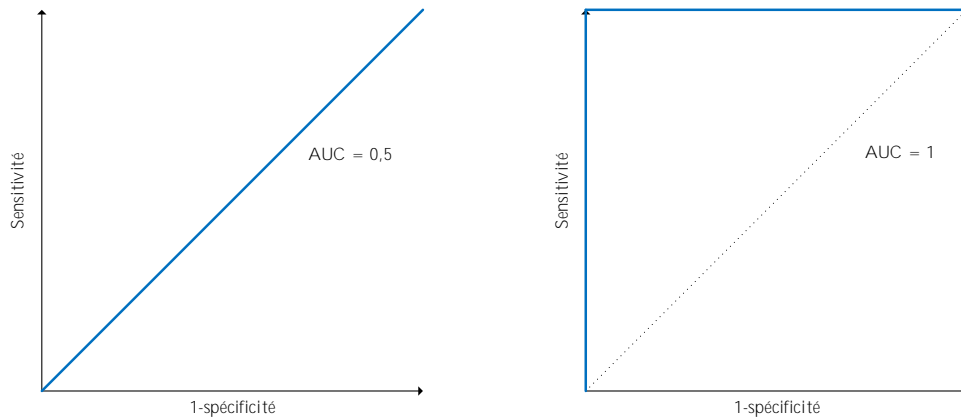


FIGURE 8.1 – Exemple de courbes ROC d’un classificateur aléatoire à gauche et d’un classificateur parfait à droite

Après avoir calculé le AUC de chaque paramètre, le vecteur de dimension $P = 15$ est réorganisé par ordre décroissant de puissance discriminante. Ainsi, à ce stade, chaque sujet quelconque s parmi les $N = 63$ sujets ($1 \leq s \leq 24$ si sujet jeune sain et $25 \leq s \leq N$ si sujet âgé sain) est caractérisé par un vecteur \mathbf{x}_s composé des P valeurs de paramètres organisés :

$$\mathbf{x}_s = \begin{bmatrix} x_{1,s} \\ x_{2,s} \\ \vdots \\ x_{P-1,s} \\ x_{P,s} \end{bmatrix} \quad (8.1)$$

$x_{1,s}$ est la valeur associée au paramètre le plus performant en terme de classification entre les groupes de jeunes et d’âgés sains alors que $x_{P,s}$ est associé au paramètre le moins performant.

Les paramètres définissent la base d’un espace vectoriel de dimension P . Le *AgeingScore* a pour but de réduire le vecteur de dimension P pour chaque sujet à un scalaire à l’aide d’une analyse en composantes principales (ACP) itérative dont les étapes sont présentées ci-dessous. L’algorithme décrit par la suite est synthétisé sur la figure 8.2.

La première étape consiste à extraire un sous-vecteur du vecteur de longueur P en sélectionnant les a paramètres les plus discriminants ($1 \leq a \leq P$). Chaque sujet est alors caractérisé par un sous-vecteur \mathbf{x}'_s de longueur a :

$$\mathbf{x}'_s = \begin{bmatrix} x_{1,s} \\ x_{2,s} \\ \vdots \\ x_{a-1,s} \\ x_{a,s} \end{bmatrix} \quad (8.2)$$

Ensuite, les sujets âgés et jeunes sains (JS et AS) sont répartis aléatoirement en sous-groupes d'entraînement (e) et de test (t) de taille égale : JS_e, AS_e, JS_t, AS_t. Les matrices regroupant l'ensemble des résultats des sujets d'entraînements et de tests sont notées M_e et M_t, respectivement. M_e est composée de a lignes et $\lfloor \frac{N}{2} \rfloor$ colonnes et M_t est composée de a lignes et $\lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor + 1$ colonnes. $\lfloor \cdot \rfloor$ représente la fonction partie entière. Les matrices de données M_e et M_t sont ensuite normalisées :

$$M_e^{\text{st}} = \begin{bmatrix} \frac{m_{1,1} - \bar{m}_1}{\sigma(m_1)} & \dots & \frac{m_{1, \lfloor \frac{N}{2} \rfloor} - \bar{m}_{\lfloor \frac{N}{2} \rfloor}}{\sigma\left(m_{\lfloor \frac{N}{2} \rfloor}\right)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{m_{a,1} - \bar{m}_1}{\sigma(m_1)} & \dots & \frac{m_{a, \lfloor \frac{N}{2} \rfloor} - \bar{m}_{\lfloor \frac{N}{2} \rfloor}}{\sigma\left(m_{\lfloor \frac{N}{2} \rfloor}\right)} \end{bmatrix} \quad (8.3)$$

$$M_t^{\text{st}} = \begin{bmatrix} \frac{n_{1,1} - \bar{n}_1}{\sigma(n_1)} & \dots & \frac{n_{1, \lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor + 1} - \bar{n}_{\lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor + 1}}{\sigma\left(n_{\lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor + 1}\right)} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{n_{a,1} - \bar{n}_1}{\sigma(n_1)} & \dots & \frac{n_{a, \lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor + 1} - \bar{n}_{\lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor + 1}}{\sigma\left(n_{\lfloor \frac{N-1}{2} \rfloor + 1}\right)} \end{bmatrix} \quad (8.4)$$

Dans les relations (8.3) et (8.4) :

- $\sigma(\cdot)$ représente la fonction écart-type ;
- $m_{i,j}$ la composante de ligne i et de colonne j de M_e ;
- m_i la $i^{\text{ème}}$ colonne de M_e et \bar{m}_i sa valeur moyenne ;
- $n_{i,j}$ la composante de ligne i et de colonne j de M_t ;
- n_i la $i^{\text{ème}}$ colonne de M_t et \bar{n}_i sa valeur moyenne ;

Une analyse en composantes principales (ACP) est réalisée sur la matrice M_est (données d'entraînement) [134]. L'ACP a pour objectif de réduire l'espace des données en conservant les informations pertinentes des données initiales. Elle permet ainsi de créer une combinaison linéaire des variables d'origine.

L'algorithme d'ACP peut être vu comme un changement de base. La matrice de passage de la base initiale à la nouvelle base permet de maximiser la variance des composantes suivant les premières directions. La 1^{ère} composante principale (notée PC1) possède ainsi le meilleur potentiel en terme de classification [135]. En notant W_e la matrice de passage calculée par l'ACP sur les données d'entraînement et \tilde{M}_e la matrice des données exprimée dans la nouvelle base, on a la relation :

$$\tilde{M}_e = M_e^{st} \cdot W_e \quad (8.5)$$

W_e est une matrice carrée de dimension a dont le coefficient de la ligne i et de la colonne j est noté $w_{i,j}$.

La première colonne de \tilde{M}_e , notée \tilde{m}_1 , est la première composante principale :

$$\tilde{m}_1 = \begin{bmatrix} \tilde{m}_{1,1} \\ \tilde{m}_{2,1} \\ \vdots \\ \tilde{m}_{\lfloor \frac{N}{2} \rfloor - 1, 1} \\ \tilde{m}_{\lfloor \frac{N}{2} \rfloor, 1} \end{bmatrix} \quad (8.6)$$

La composante principale associée à un sujet quelconque k du groupe d'entraînement ($1 \leq k \leq \lfloor \frac{N}{2} \rfloor$) peut se calculer par la relation suivante :

$$\tilde{m}_{k,1} = m_{k,1}^{st} \cdot w_{1,1} + \cdots + m_{k,a}^{st} \cdot w_{a,1} \quad (8.7)$$

$$= \sum_{i=1}^a m_{k,i}^{st} \cdot w_{i,1} \quad (8.8)$$

où $m_{i,j}^{st}$ représente la composante de ligne i et de colonne j de la matrice normalisée des données d'entraînement M_e^{st} .

Les coefficients $(w_{1,1}, w_{2,1}, \dots, w_{a-1,1}, w_{a,1})$ peuvent être vus comme les poids qui vont permettre de pondérer chaque paramètre pour le calcul du score chez les sujets du groupe de test. Ainsi, il est possible de calculer un score temporaire pour un sujet quelconque l du groupe de test ($1 \leq l \leq \lfloor \frac{N-1}{2} + 1 \rfloor$). Ce score temporaire est noté $AginScore_{t,a,l}$ et se calcule par :

$$AginScore_{t,a,l} = \sum_{i=1}^a n_{l,i}^{st} \cdot w_{i,1} \quad (8.9)$$

où $n_{i,j}^{st}$ représente la composante de ligne i et de colonne j de la matrice normalisée des données de test M_t^{st} .

Le vecteur des scores de vieillissement temporaires obtenus pour les sujets du groupe de test est noté $AgingScore_{t,a}$:

$$AgingScore_{t,a} = \left(AgingScore_{t,a,1}, \dots, AgingScore_{t,a, \lfloor \frac{N-1}{2} + 1 \rfloor} \right) \quad (8.10)$$

$AgingScore_{t,a}$ est utilisé pour classifier les sujets jeunes des sujets âgés sains du groupe test. La performance de cette classification est mesurée à l'aide de l'aire sous la courbe ROC, notée $AUC_{t,a}$.

Le processus de randomisation aléatoire en sous-groupes de test et d'entraînement est réalisé 1000 fois ($t \in [1; 1000]$). Pour chaque itération, une nouvelle analyse en composante principale est calculée et par conséquent, un nouveau vecteur de scores de vieillissement temporaires est calculé dont la performance en terme de classification jeunes / âgés sains est $AUC_{t,a}$. La valeur moyenne des performances $AUC_{t,a}$ est prise en compte et est notée AUC_a :

$$AUC_a = \text{moy}_{1 \leq t \leq 1000} (AUC_{t,a}) \quad (8.11)$$

Le nombre A de paramètres à retenir pour le calcul du score est celui qui permet de maximiser AUC_a :

$$A = \underset{1 \leq a \leq P}{\text{argmax}} (AUC_a) \quad (8.12)$$

Le vecteur des A paramètres les plus performants permet de calculer le score de vieillissement $AgingScore$. De plus, ces paramètres sont identifiés comme décrivant l'effet de l'âge.

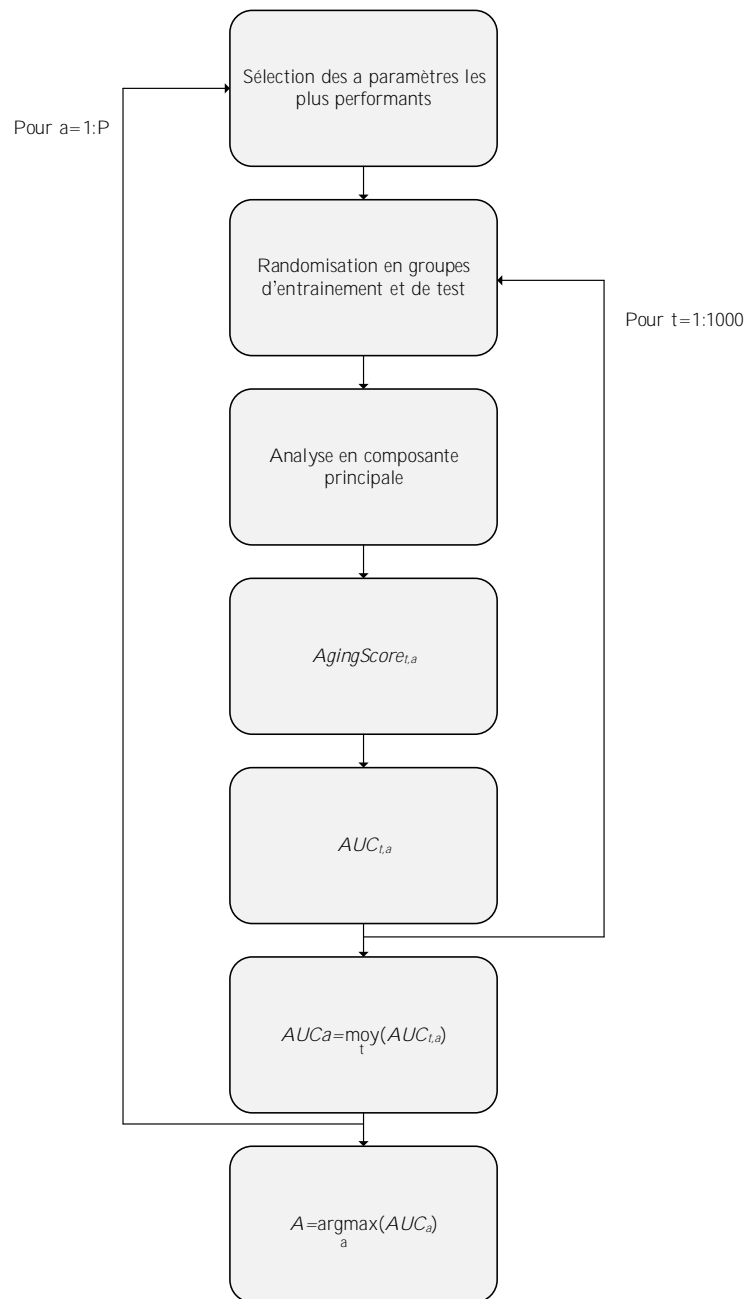


FIGURE 8.2 – Algorithme permettant d’extraire par optimisation de la discrimination les paramètres décrivant l’effet de l’âge et permettant de calculer le *AgingScore*

8.2.2 Score de fragilité : *FrailtyScore*

La même procédure est implémentée pour déterminer un score de fragilité noté *FrailtyScore* basé sur les sous-vecteurs de longueurs F (avec $1 \leq F \leq P$) à partir des données des sujets âgés sains et fragiles (AS et AF). Les F paramètres associés au *FrailtyScore* sont identifiés comme décrivant l'effet de la fragilité.

8.3 Stratégie du lever de chaise

La stratégie de la transition assis / debout a également été analysée en se basant sur les paramètres retenus comme décrivant les effets de l'âge et de la fragilité permettant de déduire les scores de vieillissement et de fragilité. Les A paramètres du *AgingScore* et les F paramètres du *FrailtyScore* sont conservés. Le nombre de paramètres utilisés pour l'analyse de la stratégie est noté S avec :

$$\max(A, F) \leq S \leq A + F \quad (8.13)$$

Les données de ces S paramètres sont normalisées par la médiane des données des sujets jeunes sains. Pour chaque groupe, la médiane et l'écart type des S paramètres normalisés sont représentés dans une figure radar. Pour chaque sujet, la stratégie de transition assis / debout est quantifiée en calculant le ratio de circularité du polygone formé dans la figure radar. Ce rapport, noté r se calcule par :

$$r = \frac{\mathcal{P}^2}{4 \cdot \pi \cdot \mathcal{A}} \quad (8.14)$$

avec :

- \mathcal{P} : périmètre du polygone formé par la figure radar associée au sujet ;
- \mathcal{A} : aire du polygone formé par la figure radar associée au sujet.

La significativité de l'évolution du rapport de circularité entre groupes a été quantifiée avec un test de Mann-Whitney. Le niveau de significativité est fixé à 0,01.

8.4 Résultats et discussion

8.4.1 Performances de classification des paramètres

Les aires sous les courbes ROC démontrent que *maxAcc* est le paramètre le plus discriminant entre jeunes sains (JS) et âgés sains (AS) ($AUC = 0,763$) et *mVG* le plus discriminant entre âgés sains (AS) et âgés fragiles (AF) ($AUC = 0,972$). L'ensemble des résultats pour chaque paramètre pris indépendamment est présenté dans les tableaux 8.1 et 8.2.

Paramètres	AUC (JS,AS)
maxAcc	0,763
maxAz	0,757
maxAxy	0,745
maxVG	0,735
maxOmega	0,706
mAz	0,659
mAcc	0,650
maxEc	0,630
mAxy	0,593
T	0,565
mVG	0,557
mEc	0,534
mOmega	0,533
Incl	0,518
AUCml	0,512

TABLEAU 8.1 – Performance de chaque paramètre d'après l'aire sous la courbe ROC (AUC) pour classifier jeunes sains / âgés sains (triés par ordre décroissant)

Paramètres	AUC (AS,AF)
mVG	0,972
mEc	0,965
mAz	0,935
T	0,923
maxEc	0,921
mAcc	0,911
AUCml	0,895
mAxy	0,886
maxVG	0,844
mOmega	0,825
Incl	0,781
maxAz	0,755
maxAcc	0,690
maxAxy	0,597
maxOmega	0,555

TABLEAU 8.2 – Performance de chaque paramètre d'après l'aire sous la courbe ROC (AUC) pour classifier âgés sains / âgés fragiles (triés par ordre décroissant)

Ces résultats sont en accord avec les analyses du [chapitre 7](#) : les paramètres basés sur des valeurs maximales sont plus performants que les autres pour différencier les personnes jeunes des personnes âgées saines. À contrario, les paramètres basés sur des valeurs moyennes sont plus performants (avec la durée du lever T) pour classifier les individus fragiles des individus âgés

sains. Ce résultat peut s'expliquer par une réduction des capacités musculaires et tendineuses des membres inférieurs. En effet, le lien entre la force musculaire et la performance lors du lever de chaise est déjà démontré [136]. Le déficit de force musculaire chez les sujets âgés sains peut entraîner une sollicitation musculaire plus importante [137].

En outre, la classification de la fragilité est plus facilement diagnostiquable : six paramètres ont une AUC supérieure à 0,900 alors que pour l'influence de l'âge, le paramètre plus performant a une AUC inférieure à 0,800. L'objectif du score composite proposé est de prendre en compte les paramètres les plus performants dans chaque cas pour améliorer la capacité de classification.

8.4.2 Sélection des paramètres optimisant les performances des scores

Les performances des deux scores en fonction du nombre de paramètres considérés dans l'analyse en composantes principales sont présentées sur les figures 8.3 et 8.4. Les A paramètres qui permettent de maximiser la performance du *AgingScore* sont $maxAcc$, $maxAz$, $maxAxy$, $maxVG$ et $maxOmega$ ($A = 5$). Pour le *FrailtyScore*, les F paramètres qui permettent de maximiser la performance sont mVG , mEk , T , mAz , $maxEk$, $mAcc$ et $AUCml$ ($F = 7$).

La variance totale expliquée par la 1^{ère} composante principale est de $77,48 \pm 2,80\%$ pour l'ACP entre les groupes jeunes sains et âgés sains et de $74,94 \pm 2,24\%$ pour l'ACP entre les groupes âgés sains et âgés fragiles. Cela signifie que plus de 74% de l'information incluse dans les A et F paramètres les plus performants est retranscrite dans la première composante principale dans chaque cas.

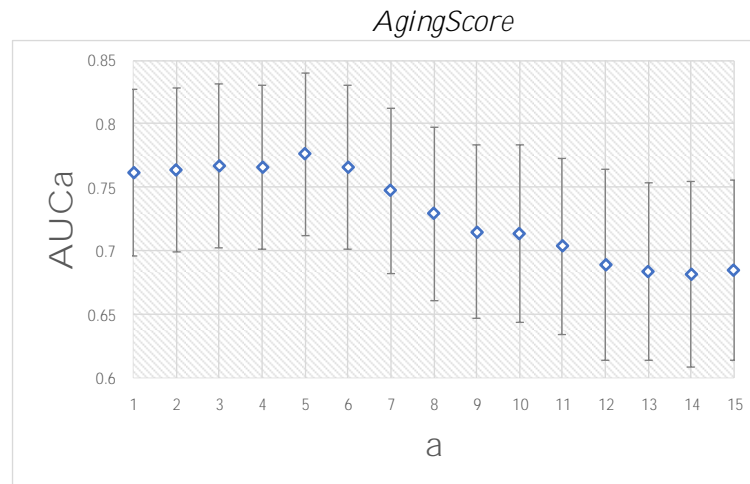


FIGURE 8.3 – Performance du score de vieillissement en fonction du nombre a de paramètres considérés dans l'algorithme

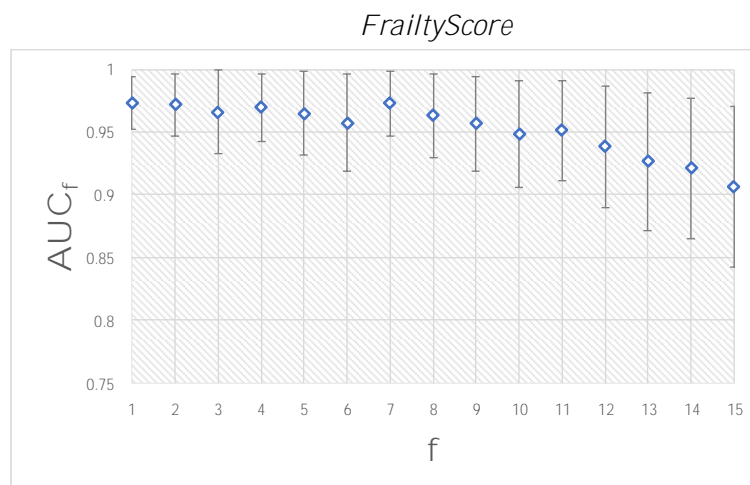


FIGURE 8.4 – Performance du score de fragilité en fonction du nombre f de paramètres considérés dans l'algorithme

Pour le nombre de paramètres retenus, les courbes ROC moyennes sont présentées sur les figures 8.5 et 8.6. Pour la classification jeunes sains / âgés

sains, la valeur moyenne de l'aire sous la courbe est de 0,776 avec un écart-type de 0,0639. En ce qui concerne la classification des sujets fragiles par rapport aux sujets âgés sains, l'aire sous la courbe moyenne est de 0,973 avec un écart-type de 0,0259.

Le score composite proposé pour catégoriser le vieillissement est plus performant que le meilleur paramètre pris individuellement. Cette amélioration est significative d'après un test de Mann-Whitney non paramétrique (valeur-p $\leq 10^{-5}$). De manière analogue, le score proposé pour catégoriser les sujets fragiles est significativement plus performant que le meilleur paramètre pris seul (valeur-p $\leq 10^{-5}$).

Van Lummel propose également un score pour quantifier le lever de chaise répété cinq fois [138]. Sa méthode est basée sur une analyse factorielle exploratoire de 24 paramètres de trois types différents : durées, cinématiques et coefficients de variation. Cependant, la puissance de discrimination entre jeunes et âgés sains n'a pas été analysée. L'étude proposée ici confirme et démontre la pertinence de cette approche. En effet, l'âge influence la performance de la transition assis / debout.

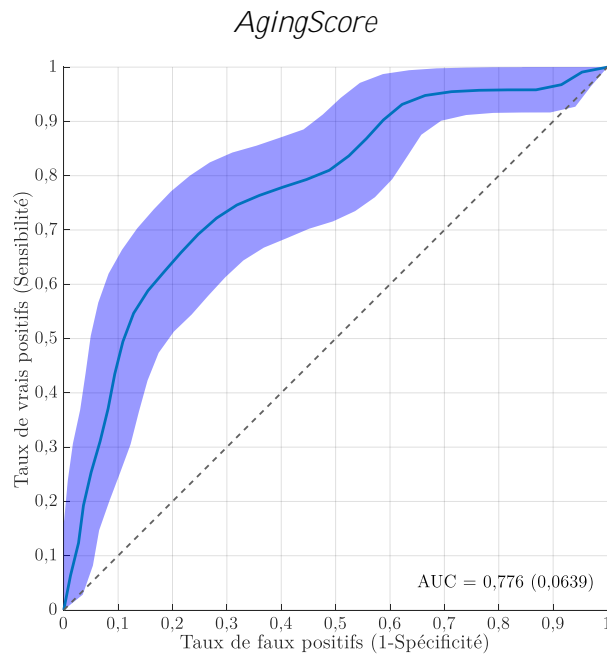


FIGURE 8.5 – Courbe ROC moyenne (ligne foncée) et limites d'écart-type (zone ombrée) quantifiant la performance du score de vieillissement pour les 1000 randomisation avec $A = 5$

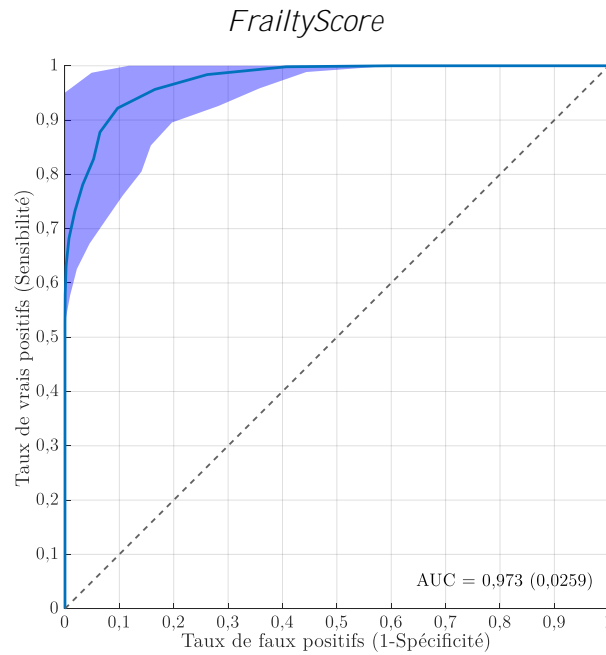


FIGURE 8.6 – Courbe ROC moyenne (ligne foncée) et limites d'écart-type (zone ombrée) quantifiant la performance du score de fragilité pour les 1000 randomisation avec $F = 7$

8.4.3 Calculs pratiques des scores

Les scores se calculent à partir d'une base de données de sujets existants. En intégrant l'ensemble des sujets dans l'analyse en composante principale, il est possible d'obtenir les poids pondérant chaque paramètre pour le calcul des scores d'un nouveau sujet. Les poids $w_{i,1}$ (pour $i \in \llbracket 1; A \rrbracket$ pour *AgingScore* et $i \in \llbracket 1; F \rrbracket$ pour *FrailtyScore*) nécessaires aux calculs des scores pour un nouveau sujet passant le test sont donnés dans les tableaux 8.3 et 8.4.

Chapitre 8. Développement d'un score optimisé pour quantifier les capacités physiques lors du lever de chaise

<i>AgingScore</i>	
Paramètres ($A = 5$)	Poids
maxAcc	0,487
maxAz	0,471
maxAxy	0,424
maxVG	0,442
maxOmega	0,408

TABLEAU 8.3 – Poids de chaque paramètre pour le calcul du *AgingScore* d'un nouveau sujet

<i>FrailtyScore</i>	
Paramètres ($F = 7$)	Poids
mVG	0,414
mEc	0,403
mAz	0,416
T	-0,316
maxEc	0,385
mAcc	0,412
AUCml	-0,275

TABLEAU 8.4 – Poids de chaque paramètre pour le calcul du *FrailtyScore* d'un nouveau sujet

Dans les tableaux précédents, lorsqu'un poids est positif, cela signifie que le paramètre impact positivement le score et inversement pour un poids négatif. Ainsi, le *AgingScore* est impacté positivement lorsque n'importe lequel des paramètres augmente. Ce résultat est cohérent car plus l'individu à une dynamique de mouvement élevé, plus les accélérations mesurées seront importantes. Pour la fragilité, les paramètres T et $AUCml$ impactent négativement le *FrailtyScore*. La durée de lever T est logiquement plus grande pour des sujets dont la santé se dégrade. $AUCml$ est lié à la quantité de mouvement dans la direction médiolatérale. Là aussi, ce paramètre augmente pour des sujets dont les capacités de stabilité diminuent. D'autre part, plus la valeur absolue du poids est importante, plus le paramètre impacte le score correspondant.

Après un calcul par somme pondérée des paramètres, les scores sont normalisés entre 0 et 100 par rapport à la base de données existante. Un nouveau sujet aura potentiellement un score en dehors de cette échelle. Cependant, l'idée est de pouvoir enrichir la base de données et donc le calcul du score grâce à chaque nouveau sujet.

Les sujets inclus dans cette étude peuvent être classés sur une échelle en fonction de leurs scores (figures 8.7 et 8.8).

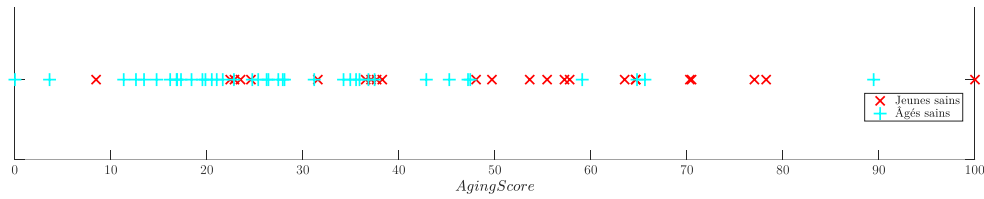


FIGURE 8.7 – Positionnement des *AgingScore* des sujets jeunes et âgés sains inclus dans l'étude sur une échelle allant de 0 à 100

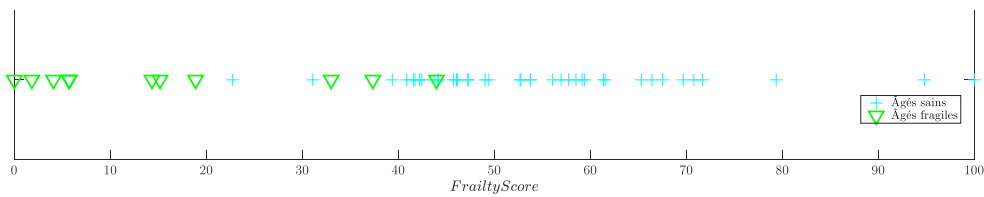


FIGURE 8.8 – Positionnement des *FrailtyScore* des sujets âgés sains et fragiles inclus dans l'étude sur une échelle allant de 0 à 100

Sur la figure 8.7, les sujets jeunes (croix rouges) sont regroupés principalement à droite de l'échelle (*AgingScore* supérieur à 50) alors que les sujets âgés sont principalement regroupés sur la gauche. Sur la figure suivante 8.8, la démarcation entre sujets sains à droite et fragiles à gauche est plus évidente (*FrailtyScore* d'environ 40). Ce résultat graphique est cohérent avec les résultats des aires sous les courbes ROC qui montrent une plus grande performance du *FrailtyScore* que du *AgingScore*.

8.4.4 Analyse de la stratégie de lever

La stratégie de la transition assis / debout est représentée sur la figure 8.9. 12 paramètres différents qui ont été retenus pour le calcul des deux scores sont représentés. Les rapports de circularité pour chaque groupe sont résumés dans les diagrammes boîtes de la figure 8.10. D'après les tests de Mann-Whitney, l'évolution de la stratégie est significative chez les sujets fragiles par rapport aux sujets âgés sains mais non significative entre les sujets jeunes et âgés sains (valeur-p = 0,221).

Ce résultat est en accord avec une étude précédente qui mettait en avant une similarité à la fois de la cinématique et de la cinétique entre les sujets

Chapitre 8. Développement d'un score optimisé pour quantifier les capacités physiques lors du lever de chaise

jeunes et âgés sains [29]. Au contraire, la fragilité influence significativement la stratégie de mouvement (valeur- $p \leq 0,01$).

La stratégie n'est pas modifiée pour un individu vieillissant mais les paramètres basés sur des valeurs maximales tendent à diminuer comme vu au chapitre précédent. Ces diminutions pourraient traduire la perte de dynamisme de la personne du fait d'une diminution du nombre de fibres musculaires ou encore de l'augmentation de la raideur tendineuse. Cependant, ces sujets ne présentant pas de troubles de la mobilité particuliers, ils n'ont pas eu à adapter leur mouvement pour se lever. À contrario, les sujets fragiles présentent des troubles plus ou moins forts de la mobilité et ont donc dû adapter leur façon de se mouvoir jusqu'à une posture verticale, ce qui explique une modification significative de la stratégie de lever.

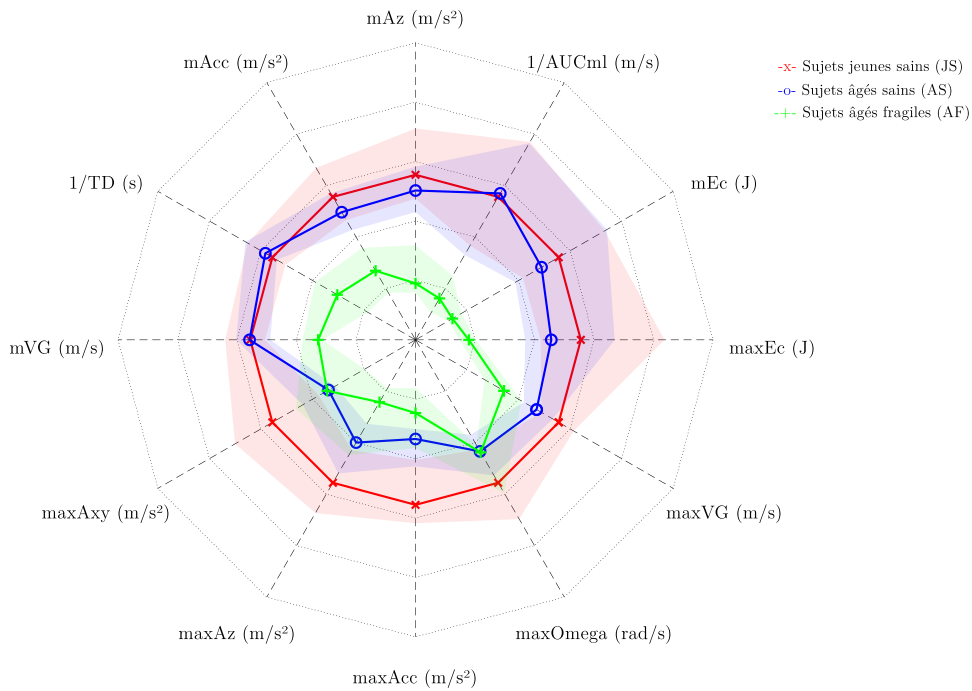


FIGURE 8.9 – Médianes (lignes foncées), 1^{er} et 3^{ème} quartiles (limites inférieure et supérieure des zones ombrées) des paramètres retenus pour chaque groupe représentés dans une figure radar. Les données sont normalisées par les valeurs médianes du groupe de jeunes sains

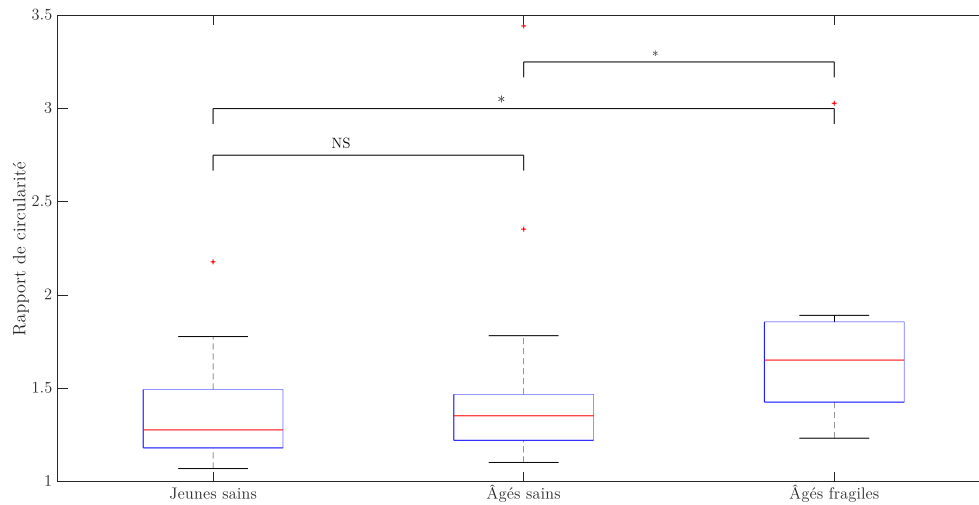


FIGURE 8.10 – Rapports de circularité pour chaque groupe présentés dans des diagrammes boîtes. Les évolutions entre groupes ont été analysées à l’aide du test de Mann-Whitney. « * » représente une différence significative entre deux groupes alors que « NS » spécifie que la différence est non significative

8.5 Conclusion

Cette étude propose deux scores quantitatifs (*AgeingScore* et *FrailtyScore*) pour évaluer les déficits fonctionnels prématurés à l’aide d’une centrale inertielle durant la transition assis / debout. Le protocole est approprié pour les routines en clinique et pourrait aider les praticiens à détecter des sujets avec des capacités physiques anormales et ainsi proposer un suivi plus efficace.

Les deux scores sont calculés en utilisant la 1^{ère} composante d’une analyse en composantes principales qui permet de regrouper plus de 74% de l’information utile. Les performances en terme de classification de ces scores ont été quantifiées à l’aide d’une analyse ROC. Dans les deux cas, l’aire sous la courbe ROC qui représente la performance de classification est plus élevée avec les scores proposés qu’avec n’importe quel paramètre pris indépendamment. L’augmentation du nombre de sujets (notamment fragiles) pourra permettre d’augmenter la taille de la base de données et ainsi améliorer la performance des scores. De plus, il pourrait être envisagé d’ajouter à l’étude, l’information d’activité musculaire pour améliorer les performances

de classification. Cette information complémentaire aurait tout de même pour effet d'alourdir le protocole.

La quantification de la transition posturale assis / debout avec une centrale inertielle fixée sur le buste permet de classer les sujets selon deux scores différents. Les analyses basées sur les douze paramètres les plus pertinents pour le calcul des scores permettent également de quantifier la stratégie de mouvement de lever. Les résultats indiquent que la stratégie de lever est significativement modifiée par l'apparition des symptômes de la fragilité mais n'est pas impactée par l'âge.

Bilan

Dans cette partie, l'objectif était d'abord de montrer que les paramètres cinématiques et énergétiques évalués lors du test de lever de chaise évoluent en fonction de l'âge et de la fragilité. Les résultats ont montré que les paramètres influencés par l'âge sont essentiellement basés sur des valeurs maximales alors que ceux influencés par la fragilité sont plutôt associés à des valeurs moyennes. D'autre part, du fait de la précision de mesure et de la complexité du mouvement étudié, il apparaît plus pertinent de ne pas se baser sur un seul paramètre pour quantifier la performance de la personne. En effet, aucun paramètre ne peut rendre compte totalement de la performance tandis qu'une approche multi-dimensionnelle permet d'avoir une vision plus complète.

Le second objectif a donc été de combiner les paramètres les plus performants afin de construire deux scores : un score de vieillissement (*AgeingScore*) et un score de fragilité (*FrailtyScore*). Le calcul de chaque score s'est fait en se basant sur une analyse en composantes principales des paramètres. Le nombre de paramètres choisi dans l'ACP a été optimisé de sorte à maximiser la performance de classification ROC. Pour le *AgeingScore*, les paramètres sélectionnés sont l'accélération globale maximale, l'accélération verticale maximale, l'accélération dans le plan horizontal maximale, la vitesse du centre de masse du buste maximale et la vitesse de rotation du buste maximale. Pour le *FrailtyScore*, les paramètres retenus sont la vitesse du centre de masse du buste moyenne, l'énergie cinétique du buste moyenne, l'accélération verticale moyenne, la durée du lever, l'énergie cinétique du buste maximale, l'accélération globale moyenne et l'aire sous la courbe de l'accélération médio-latérale.

Les résultats montrent que l'utilisation des scores s'avère plus performante en terme de classification que n'importe quel paramètre pris indivi-

duellement. Ainsi, à présent, le clinicien a la possibilité d'obtenir un score objectif de vieillissement et de fragilité.

En outre, les paramètres utiles aux calculs des scores ont été regroupés sur une figure radar dans le but de traduire la stratégie de la personne pour se lever. Une analyse de circularité sur cette figure indique notamment que l'âge ne semble pas influencer la stratégie mais diminue surtout le dynamisme alors que la fragilité modifie grandement l'approche pour se lever. En effet, les personnes fragiles ont souvent des difficultés motrices qui les obligent à adapter leur stratégie de mouvement.

Pour finir, le protocole proposé dans cette étude est simple à mettre en œuvre car il nécessite environ cinq minutes. Celles-ci incluent les temps d'explication à la personne, de positionnement de la centrale et de réalisation de trois à cinq levers de chaise enregistrés. Cependant, les scores ne rendent compte que du mouvement et il pourrait être intéressant de compléter le protocole pour inclure l'activité musculaire, par exemple. D'autre part, il semble pertinent d'enrichir la base de données existante afin d'améliorer les calculs des scores.

Cinquième partie

**Synthèse générale, conclusions
et perspectives**

Les capacités musculo-squelettiques sont directement liées au vieillissement en bonne santé. Ainsi, il est indispensable d'être capable de les estimer rapidement et simplement dans le cadre d'une routine clinique. Cependant, à l'heure actuelle il n'existe pas de protocole simple donnant un résultat quantifié. Dans cette thèse, nous nous sommes concentrés sur la transition posturale assis / debout qui est déjà utilisée en gériatrie et qui constitue un mouvement de la vie courante qui devient de plus en plus difficile pour les personnes dont les capacités physiques diminuent. La quantification de ce mouvement a été proposée à l'aide d'une centrale inertielle fixée sur le buste. Ce type de boîtier est petit et bon marché, ce qui en fait un excellent candidat pour les mesures ambulatoires non intrusives et en situation écologique. Dans ce contexte, l'objectif de cette thèse était double.

Dans un premier temps, il a été nécessaire de valider les mesures de la cinématique et de l'énergétique du mouvement à l'aide de la centrale lors du lever de chaise. Cette validation s'est faite sur un panel de sujets jeunes et sains en comparaison avec un système de capture du mouvement par caméras Vicon. Les études décrivant le lever de chaise ont permis de définir les paramètres à mesurer en priorité. Le temps pour réaliser le mouvement est un élément clef qui est intrinsèquement lié à un geste optimisé donc à de bonnes capacités physiques. L'accélération de la centrale permet de traduire à la fois le dynamisme général du mouvement, le dynamisme lors des phases 1 et 2 lorsque la personne se penche en avant, et le dynamisme vertical lors des phases 3 et 4 de verticalisation. La vitesse angulaire du buste et l'angle d'inclinaison permettent de traduire la cinématique et la position angulaire lors de l'étape de flexion. La vitesse du centre de masse du buste traduit la cinématique de mouvement d'un point important lors du lever puisque le buste est le segment le plus massif et le plus mobile lors du lever de chaise. Enfin, l'énergie cinétique, qui tient compte de la morphologie du sujet, montre la capacité de l'individu à produire un travail vertical mais

également sa capacité à garder l'équilibre.

L'accélération, la vitesse de rotation, la durée du mouvement ou encore l'angle d'inclinaison sont souvent utilisés dans des études visant à quantifier des tests gériatriques comme le lever de chaise ou le test timed-up and go. Cependant, les mesures faites ne sont pas validées en amont à l'aide d'un système de mesure de référence. Les résultats obtenus dans cette étude valident cette possibilité. D'autre part, la vitesse du centre de masse et l'énergie cinétique ne sont jamais prises en compte car complexe à obtenir. La méthode d'estimation de la vitesse de la centrale est basée sur l'intégration de l'accélération entre les instants de début et de fin du mouvement. Sans correction, cette dernière présente une forte dérive très rapidement et est inexploitable. Pour corriger cette dérive, nous avons fait deux hypothèses : la vitesse est nulle après la fin du mouvement et la dérive est linéaire. Il est ainsi possible de corriger l'intégration. Un modèle cinématique permet ensuite d'estimer la vitesse du centre de masse du buste à partir de la vitesse de la centrale. L'énergie cinétique est calculée via sa composante translationnelle à l'aide de données anthropométriques de référence. Les résultats montrent la capacité de la centrale pour mesurer ces deux paramètres. De plus, les résultats ont montré que la composante translationnelle de l'énergie cinétique du buste représente plus de 90 % de l'énergie cinétique totale du buste lors du lever de chaise. Il est cependant à noter que les données anthropométriques utilisées sont valables pour une population jeune et non-pathologique. Ainsi, il pourrait être intéressant d'adapter aux seniors le modèle proposé dans cette thèse en s'appuyant, par exemple, sur les données anthropométriques de Ho Hoang et al. [101]. Pour les sujets pathologiques, l'introduction d'un modèle spécifique pour être intéressant via, par exemple, l'utilisation d'un scanner 3D à main.

Une fois les paramètres mesurés par la centrale validés, le second objectif était de comparer différentes populations à travers la quantification du lever de chaise. Outre un groupe de sujets jeunes sains, un groupe de sujets âgés sains a été intégré à l'étude pour étudier l'effet de l'âge. Un groupe de sujets âgés fragiles a également pris part à l'étude pour investiguer l'effet de la fragilité. Les résultats ont montré que les paramètres basés sur des valeurs maximales (accélérations maximales, vitesses maximales, etc.) avaient tendance à diminuer avec l'âge alors que les valeurs moyennes (accélérations moyennes, vitesses moyennes, énergie cinétique moyenne, etc.) avaient tendance à diminuer avec la fragilité. Les résultats ont aussi confirmé que la durée du lever diminue avec la fragilité mais pas avec l'âge. Cependant, une analyse multi-factorielle du lever de chaise quantifié reste complexe.

C'est pourquoi, nous avons proposé par la suite la mise en place de deux scores composites. Le premier est un score de vieillissement (*AgingScore*) et le second, un score de fragilité (*FrailtyScore*). Chaque score a été construit à l'aide d'une analyse en composantes principales. L'ACP est réalisée sur un groupe d'entraînement et sa performance est mesurée sur un groupe test. Le nombre de paramètres choisis pour participer à l'ACP est optimisé de sorte à maximiser la performance (aire sous la courbe ROC) du score. Par cette approche, cinq paramètres ont été retenus pour le calcul du *AgingScore* : l'accélération maximale (*maxAcc*), l'accélération verticale maximale (*maxAz*), l'accélération dans le plan horizontal maximale (*maxAxy*), la vitesse du centre de masse du buste maximale (*maxVG*) et la vitesse de rotation du buste maximale (*maxOmega*). Sept paramètres ont été retenus pour le *FrailtyScore* : la vitesse du centre de masse moyenne (*mVG*), l'énergie cinétique du buste moyenne (*mEc*), l'accélération verticale moyenne (*mAz*), la durée de la transition (*T*), l'énergie cinétique du buste maximale (*maxEc*), l'accélération moyenne (*mAcc*) et l'aire sous la courbe de l'accélération médio-latérale (*AUCml*). Les résultats montrent que, avec le processus d'optimisation, la performance de chaque score est meilleure que celle de n'importe quel paramètre considéré indépendamment. Le *AgingScore* a une AUC moyenne de 0,776 alors que celle du *FrailtyScore* monte à 0,973.

La stratégie du lever a également été investiguée à travers une figure radar. Les résultats montrent une évolution significative de la stratégie pour les sujets fragiles qui doivent adapter leur mouvement mais une modification non-significative suivant l'âge. Les individus âgés sains n'ont pas eu à modifier leur mouvement car n'ont pas de difficultés motrices spécifiques alors que les individus fragiles présentent des troubles ambulatoires qui les forcent à adapter leur stratégie de mouvement.

Cette étude montre la possibilité de proposer un protocole simple, applicable en routine clinique capable de rendre compte des paramètres de mouvement lors de la transition assis / debout. Ce protocole est capable de proposer un score et une analyse de la stratégie pour permettre de suivre l'individu. Cependant, l'étude ici propose deux scores différents. Il pourrait être intéressant de construire d'autres scores associés par exemple aux risques de chute. Ensuite, seuls les mouvements de l'individu sont quantifiés. De ce fait, l'activité musculaire n'est pas directement mesurée et pourrait constituer une aide à la mise en place de scores plus performants. L'augmentation du nombre de sujets pourrait également permettre une amélioration des performances des scores.

Pour finir, ici, il s'agit d'une étude rétrospective. Par la suite, il serait intéressant de proposer une étude prospective de ce protocole pour, par exemple, évaluer la possibilité de suivre l'individu au cours de sa vie. L'objectif, pour une personne donnée, est de pouvoir tracer l'évolution des capacités physiques en fonction de l'âge afin d'anticiper efficacement les risques. À terme, l'objectif serait d'obtenir un suivi personnalisé des capacités physiques présenté par exemple comme sur la figure 8.11. L'idée est de tracer l'évolution du score de vieillissement puis du score de fragilité à partir de l'âge de 65 ans afin d'être en mesure d'anticiper les risques éventuels, proposer des solutions adaptées et ainsi améliorer le bien-être et le bien-vieillir des individus.

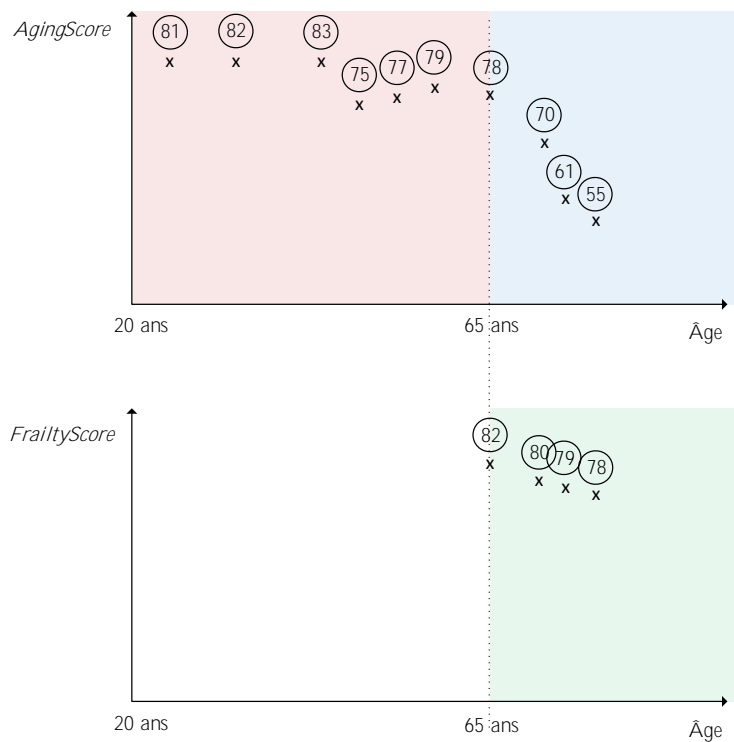


FIGURE 8.11 – Objectif à terme : exemple fictif de suivi d'un individu au cours de sa vie via le *AgingScore* puis le *FrailtyScore* à partir de 65 ans

Contributions scientifiques

Congrès nationaux

K. Lepetit, C. Hansen, K. Ben Mansour and F. Marin, "3D location deduced by inertial measurement units : a challenging problem", *Congrès de la société de biomécanique (Paris, Octobre 2015)*, Présentation orale.

K. Lepetit, K. Ben Mansour, S. Boudaoud, K. Kinugawa and F. Marin, "Évaluation de l'énergie cinétique via une centrale inertielle lors du test de get-up", *Congrès Posture, Équilibre, Mouvement (PEM) (Nancy, Décembre 2016)*, Présentation orale.

Congrès internationaux

F. Marin, L. Fradet, K. Lepetit, C. Hansen and K. Ben Mansour, "Inertial measurement unit in biomechanics and sport biomechanics : past, present, future", *International Conference on Biomechanics in Sports (Poitiers, Juillet 2015)*, Présentation orale.

K. Lepetit, K. Ben Mansour, S. Boudaoud, K. Kinugawa and F. Marin, "Evaluation of the kinetic energy by inertial measurement unit during the get-up test", *European Society of Biomechanics (Lyon, Juillet 2016)*, Présentation orale.

K. Lepetit, S. Boudaoud, K. Kinugawa, A. Letocart, M. Mutio, S. Xérés, K. Ben Mansour, JF. Grosset and F. Marin, "Kinetic energy evaluated by

IMU during sit-to-stand : a relevant parameter for unhealthy seniors?", *European Society of Biomechanics (Séville, Juillet 2017)*, Présentation poster.

Articles scientifiques

K. Lepetit, K. Ben Mansour, S. Boudaoud, K. Kinugawa and F. Marin, "Evaluation of the kinetic energy of the torso by magneto-inertial measurement unit during the sit-to-stand movement", *Journal of Biomechanics*, vol. 67, pp. 172-176, jan 2018.

K. Lepetit, K. Ben Mansour, A. Letocart, S. Boudaoud, K. Kinugawa, JF Grosset and F. Marin, "Optimized scoring tool to quantify the functional performance during the sit-to-stand transition with a magneto-inertial measurement unit", Article soumis, 2018.

Références bibliographiques

- [1] N. Blanpain and G. Buisson, “Projections de population à l’horizon 2070,” *INSEE Première*, vol. 1619, pp. 1–4, 2016.
- [2] Organisation Modiale de la Santé, “Rapport mondial sur le vieillissement et la santé,” tech. rep., Organisation Modiale de la Santé, 2016.
- [3] H. Zhou and H. Hu, “Human motion tracking for rehabilitation—A survey,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 3, pp. 1–18, jan 2008.
- [4] P. Picerno, A. Cereatti, and A. Cappozzo, “Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules,” *Gait & Posture*, vol. 28, no. 4, pp. 588–595, 2008.
- [5] J. L. Durkin, J. J. Dowling, and D. M. Andrews, “The measurement of body segment inertial parameters using dual energy X-ray absorptiometry,” *Journal of Biomechanics*, vol. 35, pp. 1575–1580, dec 2002.
- [6] K. E. Peyer, M. Morris, and W. I. Sellers, “Subject-specific body segment parameter estimation using 3D photogrammetry with multiple cameras.,” *PeerJ*, vol. 3, p. e831, jan 2015.
- [7] S. Clarkson, S. Choppin, J. Hart, B. Heller, and J. Wheat, “Calculating body segment inertia parameters from a single rapid scan using the Microsoft Kinect,” *3rd International Conference on 3D Body Scanning Technologies*, pp. 153–163, oct 2012.
- [8] M. Schenkman, R. A. Berger, P. O. Riley, R. W. Mann, and W. A. Hodge, “Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting,” *Physical Therapy*, vol. 70, no. 10, 1990.
- [9] A. Kralj, R. Jaeger, and M. Munih, “Analysis of standing up and sitting down in humans : Definitions and normative data presentation,” *Journal of Biomechanics*, vol. 23, no. 11, pp. 1123–1138, 1990.

- [10] F. Chorin, *Caractérisation biomécanique et physiologique du processus de vieillissement de la fonction motrice : application au test du lever de chaise*. PhD thesis, PhD. thesis, Université du Maine, 2014.
- [11] R. Dumas, L. Chèze, and J.-P. Verriest, “Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters,” *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. 543–553, jan 2007.
- [12] K. Rockwood, X. Song, C. MacKnight, H. Bergman, D. B. Hogan, I. McDowell, and A. Mitnitski, “A global clinical measure of fitness and frailty in elderly people,” *CMAJ : Canadian Medical Association journal = journal de l’Association médicale canadienne*, vol. 173, pp. 489–95, aug 2005.
- [13] A. Nez, *Mesure inertielle pour l’analyse du mouvement humain*. PhD thesis, Université de Poitiers, 2017.
- [14] J.-P. de Plazaola, G. Lahi, S. Tagnani, F. Martial, I. Naudy-Fesquet, P. Roosz, and J. Tronyo, *Tableaux de l’économie française*. institut n ed., 2016.
- [15] Organisation Mondiale de la Santé, “Vieillesse et santé,” tech. rep., Organisation Mondiale de la Santé, 2015.
- [16] C. Geay and G. de Lagasnerie, “Projection des dépenses de santé à l’horizon 2060, le modèle PROMEDE,” tech. rep., Trésor, Direction Générale, 2013.
- [17] P. M. Grant, P. M. Dall, and A. Kerr, “Daily and hourly frequency of the sit to stand movement in older adults : a comparison of day hospital, rehabilitation ward and community living groups,” *Aging Clinical and Experimental Research*, vol. 23, pp. 437–444, oct 2011.
- [18] Société Française de Gériatrie et Gérontologie, “Évaluation et prise en charge des personnes âgées faisant des chutes répétées,” tech. rep., Haute Autorité de Santé, 2009.
- [19] L. P. Fried, C. M. Tangen, J. Walston, A. B. Newman, C. Hirsch, J. Gottdiener, T. Seeman, R. Tracy, W. J. Kop, G. Burke, and M. A. McBurnie, “Frailty in Older Adults : Evidence for a Phenotype,” *The Journals of Gerontology Series A : Biological Sciences and Medical Sciences*, vol. 56, pp. M146–M157, mar 2001.
- [20] S. Mathias, U. S. Nayak, and B. Isaacs, “Balance in elderly patients : the ”get-up and go” test.,” *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 67, pp. 387–9, jun 1986.

- [21] D. Podsiadlo and S. Richardson, "The timed "Up & Go" : a test of basic functional mobility for frail elderly persons.," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 39, pp. 142–8, feb 1991.
- [22] O. Beauchet, B. Fantino, G. Allali, S. W. Muir, M. Montero-Odasso, and C. Annweiler, "Timed Up and Go test and risk of falls in older adults : a systematic review.," *The journal of nutrition, health & aging*, vol. 15, pp. 933–8, dec 2011.
- [23] E. Rivier, *Évaluation des chutes en gériatrie*. vevey ed., 2006.
- [24] J. C. Wall, C. Bell, S. Campbell, and J. Davis, "The Timed Get-up-and-Go test revisited : measurement of the component tasks.," *Journal of rehabilitation research and development*, vol. 37, no. 1, pp. 109–13, 2000.
- [25] D. W. Vander Linden, D. Brunt, and M. U. McCulloch, "Variant and invariant characteristics of the sit-to-stand task in healthy elderly adults.," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 75, pp. 653–60, jun 1994.
- [26] N. Millor, P. Lecumberri, M. Gomez, A. Martinez-Ramirez, and M. Izquierdo, "Kinematic Parameters to Evaluate Functional Performance of Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Using Motion Sensor Devices : A Systematic Review," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 22, pp. 926–936, sep 2014.
- [27] M. Csuka and D. J. McCarty, "Simple method for measurement of lower extremity muscle strength," *The American Journal of Medicine*, vol. 78, pp. 77–81, jan 1985.
- [28] J. M. Guralnik, E. M. Simonsick, L. Ferrucci, R. J. Glynn, L. F. Berkman, D. G. Blazer, P. A. Scherr, and R. B. Wallace, "A short physical performance battery assessing lower extremity function : association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission.," *Journal of gerontology*, vol. 49, pp. M85–94, mar 1994.
- [29] S. T. Hurley, *Sit-to-stand transfer mechanics : the effect of age and lifting-seat device design*. PhD thesis, Dalhousie University, Halifax, Nova Scotia, 2013.
- [30] G. Sprint, D. J. Cook, and D. L. Weeks, "Toward Automating Clinical Assessments : A Survey of the Timed Up and Go.," *IEEE reviews in biomedical engineering*, vol. 8, pp. 64–77, jan 2015.
- [31] B. R. Greene, A. O'Donovan, R. Romero-Ortuno, L. Cogan, C. N. Scannail, and R. A. Kenny, "Quantitative falls risk assessment using the

- timed up and go test.,” *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 57, pp. 2918–26, dec 2010.
- [32] A. Salarian, F. B. Horak, C. Zampieri, P. Carlson-Kuhta, J. G. Nutt, and K. Aminian, “iTUG, a sensitive and reliable measure of mobility.,” *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 18, pp. 303–10, jun 2010.
- [33] M. L. Latash and V. M. Zatsiorsky, “Mechanical Work and Energy,” in *Biomechanics and Motor Control*, pp. 63–82, Elsevier, 2016.
- [34] E. Barry, R. Galvin, C. Keogh, F. Horgan, and T. Fahey, “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 geriatrics*, vol. 14, p. 14, feb 2014.
- [35] G. Thrane, R. M. Joakimsen, and E. Thornquist, “The association between timed up and go test and history of falls : the Tromsø study.,” *BMC geriatrics*, vol. 7, p. 1, jan 2007.
- [36] J. Diebel, “Representing Attitude : Euler Angles, Unit Quaternions, and Rotation Vectors.” 2006.
- [37] D. Gordon E Robertson, E. C. Graham, J. Hamill, G. Kamen, and S. N. Whittlesey, *Research methods in biomechanics*. Human Kinetics, 2004.
- [38] J. B. Saunders, V. T. Inman, and H. D. Eberhart, “The major determinants in normal and pathological gait.,” *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, vol. 35-A, pp. 543–558, jul 1953.
- [39] G. A. Cavagna, F. P. Saibene, and R. Margaria, “External work in walking.,” *Journal of applied physiology*, vol. 18, pp. 1–9, jan 1963.
- [40] C. P. Bertram, M. Lemay, and G. E. Stelmach, “The effect of Parkinson’s disease on the control of multi-segmental coordination.,” *Brain and cognition*, vol. 57, pp. 16–20, feb 2005.
- [41] X. Zhang, P. Braido, S.-W. Lee, R. Hefner, and M. Redden, “A normative database of thumb circumduction in vivo : center of rotation and range of motion.,” *Human factors*, vol. 47, pp. 550–61, jan 2005.
- [42] A. Filippeschi, N. Schmitz, M. Miezal, G. Bleser, E. Ruffaldi, and D. Stricker, “Survey of Motion Tracking Methods Based on Inertial Sensors : A Focus on Upper Limb Human Motion.,” *Sensors (Basel, Switzerland)*, vol. 17, jun 2017.

- [43] M. Miezal, B. Taetz, and G. Bleser, “On Inertial Body Tracking in the Presence of Model Calibration Errors.,” *Sensors*, vol. 16, jul 2016.
- [44] L. Bai, M. G. Pepper, Y. Yan, S. K. Spurgeon, M. Sakel, and M. Phillips, “Quantitative assessment of upper limb motion in neurorehabilitation utilizing inertial sensors.,” *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 23, pp. 232–43, mar 2015.
- [45] S. Springer and G. Yogev Seligmann, “Validity of the Kinect for Gait Assessment : A Focused Review.,” *Sensors*, vol. 16, jan 2016.
- [46] X. Xu and R. W. McGorry, “The validity of the first and second generation Microsoft Kinect™ for identifying joint center locations during static postures.,” *Applied ergonomics*, vol. 49, pp. 47–54, jul 2015.
- [47] A. Nez, L. Fradet, P. Laguillaumie, T. Monnet, and P. Lacouture, “Comparison of calibration methods for accelerometers used in human motion analysis,” *Medical Engineering & Physics*, vol. 38, pp. 1289–1299, nov 2016.
- [48] A. Permuy, É. Donzier, and F. Rezgui, “Capteurs microélectroniques,” *Techniques de l’Ingénieur*, 2004.
- [49] P. Léger, “Gyroscopes mécaniques vibrants,” *Techniques de l’Ingénieur*, 1999.
- [50] D. Xia, C. Yu, and L. Kong, “The development of micromachined gyroscope structure and circuitry technology.,” *Sensors*, vol. 14, pp. 1394–473, jan 2014.
- [51] S. Macintyre, “Magnetic Field Measurement,” in *The Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook*, CRC Press, feb 1999.
- [52] P. Grenet, *Système de reconstruction cinématique corps entier : fusion et exploitation de données issues de MEMS*. PhD thesis, jan 2011.
- [53] K. Parsa, J. Angeles, and A. Misra, “Pose-and-twist estimation of a rigid body using accelerometers,” in *Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.01CH37164)*, vol. 3, pp. 2873–2878, IEEE, 2001.
- [54] K. Parsa, J. Angeles, and A. K. Misra, “Rigid-body pose and twist estimation using an accelerometer array,” *Archive of Applied Mechanics*, vol. 74, pp. 223–236, dec 2004.
- [55] L. Chèze, “Biomécanique du mouvement et modélisation musculo-squelettique,” *Techniques de l’Ingénieur*, 2014.

- [56] D. Bartlett, *Essentials of Positioning and Location Technology*. Cambridge University Press, 2013.
- [57] A. M. Sabatini, “Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing.,” *Sensors*, vol. 11, pp. 1489–1525, jan 2011.
- [58] G. Wahba, “A Least Squares Estimate of Spacecraft Attitude,” *SIAM Review*, vol. 7, p. 409, 1965.
- [59] A. Garcia, F. Laurent, and F.-X. Morel, “Le problème de Wahba et quelques algorithmes de résolution,” 2010.
- [60] N. Trawny and S. I. Roumeliotis, “Indirect Kalman Filter for 3D Attitude Estimation,” tech. rep., Department of Computer Science & Engineering, University of Minnesota, 2005.
- [61] W. Anderson and E. Fritze, “Instrument Approach System Steering Computer,” *Proceedings of the IRE*, vol. 41, pp. 219–228, feb 1953.
- [62] R. E. Kalman, “A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems,” *Journal of Basic Engineering*, vol. 82, p. 35, mar 1960.
- [63] K. Lebel, P. Boissy, M. Hamel, and C. Duval, “Inertial measures of motion for clinical biomechanics : comparative assessment of accuracy under controlled conditions - effect of velocity.,” *PloS one*, vol. 8, p. e79945, jan 2013.
- [64] B. Bouvier, S. Duprey, L. Claudon, R. Dumas, and A. Savescu, “Upper Limb Kinematics Using Inertial and Magnetic Sensors : Comparison of Sensor-to-Segment Calibrations.,” *Sensors*, vol. 15, pp. 18813–18833, jan 2015.
- [65] E. Palermo, S. Rossi, F. Marini, F. Patanè, and P. Cappa, “Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis,” *Measurement*, vol. 52, pp. 145–155, 2014.
- [66] D. Galinski and B. Dehez, “Evaluation of initialization procedures for estimating upper limb kinematics with MARG sensors,” in *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pp. 1801–1806, IEEE, jun 2012.
- [67] L. S. Vargas-Valencia;, A. Elias;, E. Rocon;, T. Bastos-Filho;, and A. Frizera, “An IMU-to-Body Alignment Method Applied to Human Gait Analysis,” *Sensors*, vol. 16, p. 2090, dec 2016.
- [68] H. Luinge, P. Veltink, and C. Baten, “Ambulatory measurement of arm orientation,” *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 1, pp. 78–85, 2007.

- [69] J. Favre, R. Aissaoui, B. Jolles, J. de Guise, and K. Aminian, “Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors,” *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 14, pp. 2330–2335, 2009.
- [70] W. de Vries, H. Veeger, A. Cutti, C. Baten, and F. van der Helm, “Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic measurement systems,” *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 10, pp. 1983–1988, 2010.
- [71] M. Kok, *Probabilistic modeling for sensor fusion with inertial measurements*. PhD thesis, PhD. thesis, Linköping University, 2016.
- [72] D. Roetenberg, P. Slycke, and P. Veltink, “Ambulatory Position and Orientation Tracking Fusing Magnetic and Inertial Sensing,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 54, pp. 883–890, may 2007.
- [73] G. Bleser, G. Hendeby, and M. Miezal, “Using egocentric vision to achieve robust inertial body tracking under magnetic disturbances,” in *2011 10th IEEE International Symposium on Mixed and Augmented Reality*, pp. 103–109, IEEE, oct 2011.
- [74] M. Kok, J. D. Hol, and T. B. Schön, “An optimization-based approach to human body motion capture using inertial sensors,” *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 47, no. 3, pp. 79–85, 2014.
- [75] M. El-Gohary and J. McNames, “Human Joint Angle Estimation with Inertial Sensors and Validation with A Robot Arm,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 62, pp. 1759–1767, jul 2015.
- [76] M. S. Lee, H. Ju, J. W. Song, and C. G. Park, “Kinematic Model-Based Pedestrian Dead Reckoning for Heading Correction and Lower Body Motion Tracking,” *Sensors*, vol. 15, pp. 28129–53, nov 2015.
- [77] Y. Zheng, K.-C. Chan, and C. C. L. Wang, “Pedalvatar : An IMU-based real-time body motion capture system using foot rooted kinematic model,” in *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 4130–4135, IEEE, sep 2014.
- [78] Q. Yuan and I.-M. Chen, “3-D Localization of Human Based on an Inertial Capture System,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 29, pp. 806–812, jun 2013.
- [79] J. Bjørnstrup, “Estimation of Human Body Segment Parameters - Historical Background,” *Inter Tech- Report*, 1996.

- [80] W. T. W. T. Dempster, “Space requirements of the seated operator : geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs,” *Rapport technique, Wright-Patterson Air Force Base, OH*, 1955.
- [81] C.-K. Cheng, H.-H. Chen, C.-S. Chen, C.-L. Lee, and C.-Y. Chen, “Segment inertial properties of Chinese adults determined from magnetic resonance imaging,” *Clinical Biomechanics*, vol. 15, pp. 559–566, oct 2000.
- [82] J. J. Bauer, M. J. Pavol, C. M. Snow, and W. C. Hayes, “MRI-derived body segment parameters of children differ from age-based estimates derived using photogrammetry.,” *Journal of biomechanics*, vol. 40, pp. 2904–2910, jan 2007.
- [83] A. J. Chambers, A. L. Sukits, J. L. McCrory, and R. Cham, “The effect of obesity and gender on body segment parameters in older adults.,” *Clinical biomechanics*, vol. 25, pp. 131–136, feb 2010.
- [84] C. L. Vaughan, J. G. Andrews, and J. G. Hay, “Selection of Body Segment Parameters by Optimization Methods,” *Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 104, p. 38, feb 1982.
- [85] G. Venture, K. Ayusawa, and Y. Nakamura, “Identification of Human Mass Properties from Motion,” in *System Identification*, vol. 15, pp. 988–993, jul 2009.
- [86] K. Ayusawa, G. Venture, and Y. Nakamura, “Identifiability and identification of inertial parameters using the underactuated base-link dynamics for legged multibody systems,” *The International Journal of Robotics Research*, vol. 33, pp. 446–468, sep 2013.
- [87] T. Monnet, *Contribution à l’identification des paramètres inertiels des segments du corps humain*. PhD thesis, Université de Poitiers, nov 2007.
- [88] C. Hansen, G. Venture, N. Rezzoug, P. Gorce, and B. Isableu, “An individual and dynamic Body Segment Inertial Parameter validation method using ground reaction forces.,” *Journal of biomechanics*, vol. 47, pp. 1577–1581, may 2014.
- [89] V. Bonnet and G. Venture, “Fast Determination of the Planar Body Segment Inertial Parameters Using Affordable Sensors.,” *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 23, pp. 628–635, jul 2015.

- [90] Y. Ma, K. Lee, L. Li, and J. Kwon, “Nonlinear regression equations for segmental mass-inertial characteristics of Korean adults estimated using three-dimensional range scan data.,” *Applied ergonomics*, vol. 42, pp. 297–308, jan 2011.
- [91] A. L. Sheets, S. Corazza, and T. P. Andriacchi, “An automated image-based method of 3D subject-specific body segment parameter estimation for kinetic analyses of rapid movements.,” *Journal of biomechanical engineering*, vol. 132, p. 011004, jan 2010.
- [92] S. Clarkson, J. Wheat, and S. Choppin, “Assessing the Suitability of the Microsoft Kinect for Calculating Person Specific Body Segment Parameters,” *Computer Vision - ECCV 2014 Workshops*, vol. 8925, pp. 372–385, 2014.
- [93] J. T. McConville, C. E. Clauser, T. D. Churchill, J. Cuzzi, and I. Kales, “Anthropometric Relationships of Body and Body Segment Moments of Inertia,” *Technical Report AFAMRL-TR-80-119, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.*, dec 1980.
- [94] J. W. Young, R. F. Chandler, C. C. Snow, K. M. Robinette, G. F. Zehner, and M. S. Lofberg, “Anthropometric and mass distribution characteristics of the adults female,” *Technical Report FA-AM-83-16, FAA Civil Aeromedical Institute, Oklaoma City, Oklaoma.*, 1983.
- [95] V. M. Zatsiorsky and V. N. Seluyanov, “The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body,” in *International Series on Biomechanics*, vol. 4 B, pp. 1152–1159, Human Kinetics Publ Inc, 1983.
- [96] V. Zatsiorsky, V. Seluyanov, and L. Chugunova, “Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments,” *Contemporary Problems of Biomechanics*, pp. 272–291, 1990.
- [97] V. Zatsiorsky, V. Seluyanov, and L. Chugunova, “In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method,” *Biomechanics of Human Movement : Applications in Rehabilitation*, pp. 186–202, 1990.
- [98] V. Zatsiorsky, L. Raitsin, V. Seluyanov, A. Aruin, and B. Prilutzky, “Biomechanical characteristics of the human body,” *Biomechanics and Performance in Sport*, pp. 71–83, 1993.
- [99] P. de Leva, “Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters,” *Journal of Biomechanics*, vol. 29, pp. 1223–1230, sep 1996.

- [100] D. J. Pearsall and J. G. Reid, “The study of human body segment parameters in biomechanics. An historical review and current status report.,” *Sports medicine*, vol. 18, pp. 126–140, aug 1994.
- [101] K.-L. Ho Hoang and K. Mombaur, “Adjustments to de Leva-anthropometric regression data for the changes in body proportions in elderly humans.,” *Journal of biomechanics*, vol. 48, pp. 3741–3745, oct 2015.
- [102] M. Hughes, D. Weiner, M. Schenkman, R. Long, and S. Studenski, “Chair rise strategies in the elderly,” *Clinical Biomechanics*, vol. 9, no. 3, pp. 187–192, 1994.
- [103] L. Ojeda and J. Borenstein, “Personal Dead-reckoning System for GPS-denied Environments,” in *2007 IEEE International Workshop on Safety, Security and Rescue Robotics*, pp. 1–6, IEEE, sep 2007.
- [104] M. Ren, K. Pan, Y. Liu, H. Guo, X. Zhang, and P. Wang, “A Novel Pedestrian Navigation Algorithm for a Foot-Mounted Inertial-Sensor-Based System.,” *Sensors*, vol. 16, p. 139, jan 2016.
- [105] S. Yang and Q. Li, “Inertial sensor-based methods in walking speed estimation : a systematic review.,” *Sensors*, vol. 12, pp. 6102–6116, jan 2012.
- [106] W. T. Latt, K. C. Veluvolu, and W. T. Ang, “Drift-free position estimation of periodic or quasi-periodic motion using inertial sensors.,” *Sensors*, vol. 11, no. 6, pp. 5931–51, 2011.
- [107] L.-P. Laurin, V. Jobin, and F. Bellemare, “Sternum length and rib cage dimensions compared with bodily proportions in adults with cystic fibrosis.,” *Canadian respiratory journal*, vol. 19, no. 3, pp. 196–200, 2012.
- [108] K. Pearson, “Note on Regression and Inheritance in the Case of Two Parents,” 1895.
- [109] J. Martin Bland and D. Altman, “STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT,” *The Lancet*, vol. 327, pp. 307–310, feb 1986.
- [110] W. G. M. Janssen, J. B. J. Bussmann, H. L. D. Horemans, and H. J. Stam, “Validity of accelerometry in assessing the duration of the sit-to-stand movement,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 46, pp. 879–887, sep 2008.

- [111] D. Cameron, R. Bohannon, G. Garrett, S. Owen, and D. Cameron, "Physical impairments related to kinetic energy during sit-to-stand and curb-climbing following stroke," *Clinical Biomechanics*, vol. 18, no. 4, pp. 332–340, 2003.
- [112] K. Lepetit, C. Hansen, K. Ben Mansour, and F. Marin, "3D location deduced by inertial measurement units : a challenging problem," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, pp. 1984–85, Aug 2015.
- [113] S. Nuzik, R. Lamb, A. VanSant, and S. Hirt, "Sit-to-stand movement pattern. A kinematic study.," *Physical therapy*, vol. 66, pp. 1708–13, nov 1986.
- [114] N. B. Alexander, A. B. Schultz, and D. N. Warwick, "Rising From a Chair : Effects of Age and Functional Ability on Performance Biomechanics," *Journal of Gerontology : MEDICAL SCIENCES*, vol. 46, no. 3, pp. 91–98, 1991.
- [115] D. M. Mijnders, J. M. Meijers, R. J. Halfens, S. ter Borg, Y. C. Luiking, S. Verlaan, D. Schoberer, A. J. Cruz Jentoft, L. J. van Loon, and J. M. Schols, "Validity and Reliability of Tools to Measure Muscle Mass, Strength, and Physical Performance in Community-Dwelling Older People : A Systematic Review," *Journal of the American Medical Directors Association*, vol. 14, pp. 170–178, mar 2013.
- [116] P. J. Millington, B. M. Myklebust, and G. M. Shambes, "Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Motion in Elderly Persons," *Arch Phys Med Rehabilitation*, vol. 73, pp. 609–617, 1992.
- [117] J. Howcroft, J. Kofman, and E. D. Lemaire, "Review of fall risk assessment in geriatric populations using inertial sensors.," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 10, p. 91, jan 2013.
- [118] K. Lepetit, K. Ben Mansour, S. Boudaoud, K. Kinugawa-Bourron, and F. Marin, "Evaluation of the kinetic energy of the torso by magneto-inertial measurement unit during the sit-to-stand movement," *Journal of Biomechanics*, vol. 67, pp. 172–176, jan 2018.
- [119] R. Sun and J. J. Sosnoff, "Novel sensing technology in fall risk assessment in older adults : a systematic review," *BMC Geriatrics*, vol. 18, p. 14, dec 2018.
- [120] I. Mugueta-Aguinaga and B. Garcia-Zapirain, "Is Technology Present in Frailty ? Technology a Back-up Tool for Dealing with Frailty in the Elderly : A Systematic Review.," *Aging and disease*, vol. 8, pp. 176–195, apr 2017.

- [121] R. Van Lummel, E. Ainsworth, U. Lindemann, W. Zijlstra, L. Chiari, P. Van Campen, and J. Hausdorff, “Automated approach for quantifying the repeated sit-to-stand using one body fixed sensor in young and older adults,” *Gait & Posture*, vol. 38, pp. 153–156, may 2013.
- [122] R. Ganea, A. Paraschiv-Ionescu, C. Büla, S. Rochat, and K. Aminian, “Multi-parametric evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit transitions in elderly people,” *Medical engineering & physics*, vol. 33, pp. 1086–93, nov 2011.
- [123] W. Zijlstra, R. W. Bisseling, S. Schlumbohm, and H. Baldus, “A body-fixed-sensor-based analysis of power during sit-to-stand movements.,” *Gait & posture*, vol. 31, pp. 272–8, feb 2010.
- [124] W. Janssen, D. Kulcu, H. Horemans, H. Stam, and J. Bussmann, “Sensitivity of Accelerometry to Assess Balance Control During Sit-to-Stand Movement,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 16, pp. 479–484, oct 2008.
- [125] H. B. Mann and D. R. Whitney, “On a Test of Whether one of Two Random Variables is Stochastically Larger than the Other,” 1947.
- [126] A. Cerrito, L. Bichsel, L. Radlinger, and S. Schmid, “Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors,” *Gait & Posture*, vol. 41, pp. 409–413, feb 2015.
- [127] M. Galli, V. Cimolin, M. Crivellini, and I. Campanini, “Quantitative analysis of sit to stand movement : Experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults,” *Gait & Posture*, vol. 28, pp. 80–85, jul 2008.
- [128] B. Grimm and S. Bolink, “Evaluating physical function and activity in the elderly patient using wearable motion sensors,” *EFORT Open Reviews*, vol. 1, pp. 112–120, may 2016.
- [129] C. Moufawad el Achkar, C. Lenbole-Hoskovec, A. Paraschiv-Ionescu, K. Major, C. Büla, and K. Aminian, “Classification and characterization of postural transitions using instrumented shoes,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, pp. 1–10, jan 2018.
- [130] N. Millor, P. Lecumberri, M. Gómez, A. Martínez-Ramírez, and M. Izquierdo, “An evaluation of the 30-s chair stand test in older adults : frailty detection based on kinematic parameters from a single inertial unit.,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 10, p. 86, aug 2013.

- [131] A. Galán-Mercant and A. I. Cuesta-Vargas, “Differences in Trunk Accelerometry Between Frail and Nonfrail Elderly Persons in Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Transitions Based on a Mobile Inertial Sensor.,” *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 1, p. e21, aug 2013.
- [132] G. R. H. Regterschot, M. Folkersma, W. Zhang, H. Baldus, M. Stevens, and W. Zijlstra, “Sensitivity of sensor-based sit-to-stand peak power to the effects of training leg strength, leg power and balance in older adults,” *Gait & Posture*, vol. 39, pp. 303–307, jan 2014.
- [133] M. H. Zweig and G. Campbell, “Receiver-operating characteristic (ROC) plots : a fundamental evaluation tool in clinical medicine.,” *Clinical chemistry*, vol. 39, pp. 561–77, apr 1993.
- [134] I. Jolliffe, *Principal Component Analysis, Second Edition*. Springer, 2002.
- [135] J. B. Nikas and W. C. Low, “ROC-supervised principal component analysis in connection with the diagnosis of diseases.,” *American journal of translational research*, vol. 3, pp. 180–96, feb 2011.
- [136] R. W. Bohannon, D. J. Bubela, S. R. Magasi, Y.-C. Wang, and R. C. Gershon, “Sit-to-stand test : Performance and determinants across the age-span.,” *Isokinetics and exercise science*, vol. 18, no. 4, pp. 235–240, 2010.
- [137] S. T. Hurley, D. J. Rutherford, and C. Hubley-Kozey, “The Effect of Age and Seat Height on Sit-to-Stand Transfer Biomechanics and Muscle Activation,” *Physical & Occupational Therapy In Geriatrics*, vol. 34, pp. 169–185, oct 2016.
- [138] R. V. Lummel, *Assessing Sit-to-Stand for Clinical Use*. 2017.

