



HAL
open science

Postures et mouvements du membre supérieur à partir de capteurs inertiels : une évaluation méthodologique

Brice Bouvier

► **To cite this version:**

Brice Bouvier. Postures et mouvements du membre supérieur à partir de capteurs inertiels : une évaluation méthodologique. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard - Lyon I, 2015. Français. NNT : 2015LYO10279 . tel-01296990

HAL Id: tel-01296990

<https://theses.hal.science/tel-01296990>

Submitted on 1 Apr 2016

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.



THESE DE L'UNIVERSITE DE LYON

Délivrée par

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON 1
et
L'ECOLE DOCTORALE MEGA

Pour l'obtention du
DIPLOME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

Spécialité :
Biomécanique

présentée et soutenue publiquement le 08 décembre 2015

par

Brice BOUVIER

**POSTURES
ET MOUVEMENTS
DU MEMBRE SUPERIEUR
A PARTIR DE CAPTEURS INERTIELS
- UNE EVALUATION METHODOLOGIQUE -**

Composition du jury

M. Frédéric MARIN, PU, UTC, Compiègne, France	Rapporteur
M. André PLAMONDON, Chercheur, IRSST, Montréal, Canada	Rapporteur
M. Christian BERGER-VACHON, PU, Lyon, France	Examineur
M. Raphaël DUMAS, DR, LBMC, Lyon, France	Directeur de thèse
Mme Adriana SAVESCU, Chercheur, INRS, Nancy, France	Co-encadrante de thèse
Mme Sonia DUPREY, MCU, LBMC, Lyon, France	Co-encadrante de thèse

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

Président de l'Université

Vice-président du Conseil d'Administration
Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire
Vice-président du Conseil Scientifique
Directeur Général des Services

M. François-Noël GILLY

M. le Professeur Hamda BEN HADID
M. le Professeur Philippe LALLE
M. le Professeur Germain GILLET
M. Alain HELLEU

COMPOSANTES SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est – Claude Bernard
Faculté de Médecine et de Maïeutique Lyon Sud – Charles
Mérieux
Faculté d'Odontologie
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation
Département de formation et Centre de Recherche en Biologie
Humaine

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE
Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON
Directeur : M. le Professeur D. BOURGEOIS
Directeur : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Directeur : M. le Professeur Y. MATILLON
Directeur : Mme. la Professeure A-M. SCHOTT

COMPOSANTES ET DEPARTEMENTS DE SCIENCES ET TECHNOLOGIE

Faculté des Sciences et Technologies
Département Biologie
Département Chimie Biochimie
Département GEP
Département Informatique
Département Mathématiques
Département Mécanique
Département Physique
UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
Observatoire des Sciences de l'Univers de Lyon
Polytech Lyon
Ecole Supérieure de Chimie Physique Electronique
Institut Universitaire de Technologie de Lyon 1
Ecole Supérieure du Professorat et de l'Education
Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : M. F. DE MARCHI
Directeur : M. le Professeur F. FLEURY
Directeur : Mme Caroline FELIX
Directeur : M. Hassan HAMMOURI
Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE
Directeur : M. le Professeur Georges TOMANOV
Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID
Directeur : M. Jean-Claude PLENET
Directeur : M. Y.VANPOULLE
Directeur : M. B. GUIDERDONI
Directeur : M. P. FOURNIER
Directeur : M. G. PIGNAULT
Directeur : M. le Professeur C. VITON
Directeur : M. le Professeur A. MOUGNIOTTE
Directeur : M. N. LEBOISNE

REMERCIEMENTS

REMERCIEMENTS

Dans un premier temps, je tiens à remercier M. Frédéric Marin et M. André Plamondon d'avoir accepté d'endosser le rôle de rapporteur de cette thèse. Je souhaite également remercier M. Christian Berger-Vachon de compléter cette composition, en acceptant le rôle d'examineur et de président de jury. Votre présence au sein de mon jury de thèse apportera une plus-value scientifique certaine à mon travail.

Mes remerciements vont également à :

Agnès Aublet-Cuvelier, responsable du département « Homme au Travail », auparavant ma responsable de laboratoire, de m'avoir fait confiance dès le début.

Laurent Claudon, qui s'est de plus en plus intéressé à mon travail au fil des mois, pour finir dans le cercle « fermé » de mes encadrants lors de la dernière année. Merci pour ta disponibilité et ta lecture scientifique qui apportait une prise de recul parfois nécessaire.

*

Remerciements tout particuliers à mon trio d'encadrants :

Sonia Duprey, mon encadrante « lyonnaise », à la présence scientifique juste, aux conseils avisés, au soutien (bien que distant) au combien précieux. MERCI

Raphaël Dumas, mon directeur de thèse, à la stature autant physique que scientifique, une véritable bible de la biomécanique à mes yeux. Vous avez une question ? Il vous donnera la réponse avant même que vous n'ayez fini de formuler la question, ... mais attention, ça amènera d'autres questions ! MERCI

Adriana Savescu, mon encadrante « de proximité ». Je te revois me dire il y a trois ans et demi, « mais si, c'est possible, si tu veux on peut monter une étude-thèse sur les capteurs inertiels... ». Et hop c'était parti. Tout est possible avec des personnes comme toi, scientifiquement et humainement parlant ! MERCI 😊

A vous trois : de véritables compétences, une grande disponibilité et réactivité et une réelle sympathie. Et surtout, je pense que cela est rare, dans le monde professionnel élargi, un encadrement qui s'est ajusté au doctorant (autonomie notamment, saupoudrée de pics de disponibilité). J'ai été très bien loti... Je retravaillerais avec vous avec grand plaisir !

*

Olivier Morel, infatigable, sur qui on peut vraiment compter tant sur la disponibilité, la motivation que les compétences techniques ! Merci

Sylvie Leclercq, qui a également donné de sa personne pour l'expérience de laboratoire. Merci également de m'avoir fait partager ta lecture de la « vie ». Passe le bonjour à ta nièce!

Pascal Wild, pour sa science statistique et sa disponibilité.

Aux 10 sujets volontaires bien sûr. Aux deux pré-sujets ;). A Gilles, qui n'était pas officiellement sur la feuille de route disons, mais dont la présence compte forcément.

MERCI EGALEMENT A :

Pascale et Jessica, travailleuses de l'ombre : vous méritez l'oscar ;) . Jess' toi-même tu sais. Kevin, ce n'est que partie remise... Aude, je t'ai un peu mis la misère ;) , good luck to you. Corinne, keep the "dessert" spirit. Corinne V, keep rolling. Clarisse, liberté quand tu nous tiens. Eric, tu me communiqueras la date de ton olympia "la sociologie pour les nuls" ! Bast', en deux mots : « check bro' ». Gilles, petite pétanque ? A Anne, Olivier R., Manue, Martine, Marc, Jean-Jacques, tout le département HT (dont les anciens François et Jean-Pierre et les parties Diane, Fanny, Faïza, Bérangère).

Mes colocs de bureau qui se sont succédés, qui ont agrémenté, coloré mes journées, dans l'ordre : Patricia la pile électrique, Nicolas le sage, Laetitia la crème, Cécile la rebelle ;) . Le dernier en date : Adrien le « bien dans ses baskets » (tu t'attendais à celle-là ?) ; tu as fait du très bon boulot, excellente continuation à toi !

Aux autres de l'INRS que je connais : certains d'IET, aux footeux, à Sabine et Jojo la patate, à la maman, à Francis, à Shadia, à mon pote de la cuisine à la queue de cheval, à la femme de ménage. A toi qui te dis « mais y'a pas mon nom ! ».

Aux doctorants lyonnais, notamment Alex, Vincent, Pascal, Romain. Un petit haggis ? Alex, special thanks pour ta dispo et tes compétences en modélisation !

C'est plus fort que moi, je ne peux pas m'empêcher d'ajouter des petites choses concernant l'organisation de travail que j'ai côtoyée, et surtout de continuer à espérer, jusqu'à mon dernier souffle de « djeun's INRSien », que des choses peuvent évoluer ☺ : Conseil n°1, réduisez le temps des réunions de labo par deux et troquez les « infos descendantes » pour du « scientifique interactif ». Conseil n°2, divisez les strates de validation (y compris intra-HT) par deux : cela infantilise, crée un climat de manque de confiance et peut inhiber les dynamismes. Il n'y a pas de « système » : le système c'est nous, vous, toi, moi !

*

Conseils aux (futurs) doctorants : ne pas sombrer dans l'idée que notre « mission sur Terre » est de faire une thèse : la thèse doit alimenter notre vie, pas l'inverse ;) . Ne pas s'oublier, c'est le plus important ! (Leïla, this is for you ;))

*

Qui dit « fin de thèse », dit peut-être, page qui se tourne sur le plan géographique et donc personnel.

Remerciements et forte pensée à :

Mes (ex-)colocs, les vrais de vrais, the team, Guillaume le conquérant, Bast' de B&B, Pilar la pépète, Jannes l'homme le vrai, Nadia la diva. Petite publicité à « Anne et ses so6 », c'est un groupe de musique qui va faire fureur. Alberto, Wesley, let's meet in Europe. Romain, rollerman t'es un champion ! Mes potes de Nancy, d'ailleurs (Claudius, Anou, ...), les anciens de Rennes, les amis que j'ai négligés (je pense à toi mon cher Denis, également à toi Saïmon). Galou, j'espère passer. William, la vie, la vraie, ...

Ma famille (que j'ai un peu négligée également), ma mère, mon père, ma jolie sister ;) and THE CACAHUETE bien sûr ! Mes cousins Yo & Rémy ;), Pascale, mes grand-parents, ... Terry, Boon, la nini ;). Pensée à Jean-Luc.

Merci également à ceux, vous savez, qui alimentent votre vie, au quotidien, lors de balades, voyages, mais qui ne liront sûrement jamais ces lignes (le turc du proxy, la dame de l'accueil de la piscine, le voisin que vous connaissez malgré lui, le vendeur de petits lapins en Albanie !, etc...). Merci à Yasmina Khadra, Eric-Emmanuel Schmitt, Pierre Rabhi, Stéphane Hessel, ...

Merci à Sophie, merci à Bruno, à ces gens qui « osent oser » dans la vie.

Postman Pat... pensée naturelle à toi.

Aurélie, « sunny sunshine », à la beauté et la joie de vivre ensorcelantes, « t'es grave » mais c'est ça qui est bon ;)

Enfin, aux enfants de Mampikony, village malgache, qui rêveraient d'aller à l'université.

Viva la vida,

« N'arrête pas de douter, c'est ce qui fait de toi ce que tu es »

La Part de l'autre, E.E.S

SOMMAIRE

INTRODUCTION	2
1 REVUE DE LA LITTERATURE	5
1.1 L'anatomie du membre supérieur.....	5
1.1.1 Introduction.....	5
1.1.2 Le complexe articulaire de l'épaule	6
1.1.3 L'articulation du coude.....	8
1.1.4 L'articulation du poignet	10
1.1.5 La main	11
1.1.6 Complément d'anatomie	11
1.2 Les TMS du membre supérieur.....	13
1.2.1 Définition.....	13
1.2.2 Les facteurs de risque.....	14
1.3 Technologies dédiées à l'analyse cinématique du mouvement	16
1.3.1 Introduction.....	16
1.3.2 Le système optoélectronique.....	17
1.3.3 Les méthodes sans marqueur	18
1.3.4 L'électro-goniomètre.....	19
1.3.5 Les capteurs inertiels.....	20
1.4 Concepts de cinématique	26
1.4.1 Introduction.....	26
1.4.2 Standardisation de l'analyse du mouvement	27
1.4.3 Détermination des axes segmentaires.....	27
1.4.4 Représentation segmentaire.....	29
1.4.5 Représentation articulaire.....	31
1.4.6 Les artéfacts de tissus mous.....	34
1.5 Représentation cinématique du membre supérieur à partir de capteurs inertiels ..	36
1.5.1 Positionnement des capteurs inertiels	37
1.5.2 Détermination des axes segmentaires.....	41

1.5.3	Estimation des positions segmentaires.....	48
1.6	Limites de l'état de l'art.....	53
1.6.1	Positionnement des capteurs inertiels	53
1.6.2	Calibrations « sensor-to-segment »	53
1.6.3	Chaîne cinématique associée aux capteurs inertiels	54
1.6.4	Représentation segmentaire.....	54
1.6.5	Représentation articulaire.....	54
1.6.6	Validation des données d'angles articulaires.....	55
1.7	Synthèse générale	57
1.8	Problématique	59
1.8.1	Positionnement du sujet	59
1.8.2	Objectifs du travail	60

2 METHODOLOGIE..... 62

2.1	Protocole expérimental	63
2.1.1	Recrutement des sujets.....	63
2.1.2	Formation des expérimentateurs	63
2.1.3	Technologies utilisées	63
2.1.4	Plan d'expérience	64
2.1.5	Préparation du sujet.....	65
2.1.6	Session de calibration.....	66
2.1.7	Session de test.....	69
2.2	Données d'entrée de l'analyse cinématique MIMU.....	72
2.3	Représentation segmentaire recherchée.....	73
2.4	Calibrations MIMU "sensor-to-segment"	75
2.4.1	Calibration TECH.....	75
2.4.2	Calibration STATIC	76
2.4.3	Calibrations FONCT.....	77
2.4.4	Sélection des calibrations MIMU-S2S	77
2.5	Représentation articulaire	80
2.6	La méthode REF	82
2.7	Données angulaires de sortie	84

3	DETERMINATION DES ANGLES ARTICULAIRES A PARTIR DE CAPTEURS INERTIELS.....	87
3.1	Identification des paramètres influents	90
3.1.1	Méthodes	90
3.1.2	Résultats	94
3.1.3	Discussion	98
3.1.4	Conclusion	98
3.2	Comparaison quantitative des calibrations : justesse et fidélité	101
3.2.1	Méthodes	102
3.2.2	Résultats	106
3.2.3	Discussion	118
3.3	Comparaison quantitative des calibrations : interprétabilité	125
3.3.1	Limitation de l'effet « cross-talk ».....	125
3.3.2	Respect des limites physiologiques.....	132
3.4	Discussion & Conclusion	141
3.4.1	Synthèse générale	141
3.4.2	Comparaison des calibrations MIMU-S2S.....	142
3.4.3	Propositions de recommandations	143
3.4.4	Questions restantes / Ouverture	145
4	ESTIMATION DES POSITIONS SEGMENTAIRES A PARTIR DE CAPTEURS INERTIELS.....	147
4.1	Méthodes.....	148
4.1.1	Représentation segmentaire des coordonnées naturelles	148
4.1.2	Chaînes segmentaires MIMU	148
4.1.3	Données de position REF.....	151
4.1.4	Alignement des chaînes segmentaires REF-MIMU	153
4.1.5	Mouvements tests étudiés.....	153
4.1.6	Outils statistiques	154
4.2	Résultats	155
4.2.1	Estimation de la position du centre articulaire de l'épaule	156
4.2.2	Estimation de la position de la main	157

4.3	Discussion	159
4.3.1	Erreur de positionnement de la main	159
4.3.2	Erreurs de positionnement du centre articulaire de l'épaule.....	160
4.3.3	Utilité du MIMU positionné sur la scapula.....	161
4.3.4	Perspectives de travail	162
4.4	Conclusion.....	164

CONCLUSION GENERALE & PERSPECTIVES.....166

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES170

ANNEXES.....183

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Vue antérieure (de face) du membre supérieur droit	5
Figure 2 : Le complexe articulaire de l'épaule au service du mouvement huméro-thoracique	7
Figure 3 : les amplitudes articulaires concernant les trois degrés de liberté de l'épaule	7
Figure 4 : Zones anatomiques mises en jeu pour la flexion/extension du coude	8
Figure 5 : Description du mouvement de pronosupination de l'avant-bras	9
Figure 6 : Les amplitudes articulaires concernant les mouvements de flexion/extension du coude et de pronosupination de l'avant-bras	10
Figure 7 : Description du complexe articulaire du poignet.....	10
Figure 8 : Les amplitudes articulaires concernant les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction du poignet	11
Figure 9 : Anatomie du tendon	12
Figure 10 : Synthèse sur la dynamique d'apparition des TMS-MS	14
Figure 11 : Classification des technologies dédiées à l'analyse non invasive du mouvement humain.....	17
Figure 12 : Le système optoélectronique.....	18
Figure 13 : La Kinect	19
Figure 14 : L'électro-goniomètre.....	20
Figure 15 : Capteurs inertiels positionnés sur le sujet (a), station réceptrice et de recharge (Capteurs MTw, Xsens) (b)	21
Figure 16 : Schéma simplifié d'un capteur inertiel	23
Figure 17 : Présentation des systèmes ambulatoires utilisant des capteurs inertiels développés/utilisés par les instituts de prévention au travail de l'IFA en Allemagne (a), l'IRSST au Canada (b) et l'INAIL en Italie (c)	24
Figure 18 : ALs (en rouge) et marker clusters TFs (surface grise et marqueurs verts)	29
Figure 19 : Définition du repère segmentaire de l'avant-bras par l'ISB.....	30
Figure 20 : Définition des repères segmentaires distal ($X_{HD}Y_{HD}Z_{HD}$) et proximal ($X_{H1}Y_{H1}Z_{H1}$) du bras par Cutti et al.	30
Figure 21 : Représentation en coordonnées naturelles du segment bras d'après Dumas et al.	31
Figure 22 : Représentation du concept de JCS proposé par Grood & Suntay	32

Figure 23 : Effet « Gimbal Lock » observé lors d'un mouvement de rotation quasi-pure autour de l'axe Y (courbe verte).....	33
Figure 24 : Expression des repères techniques des MIMU par rapport au repère global	41
Figure 25 : Comment établir la relation entre le repère technique du MIMU (à gauche) et le repère segmentaire (à droite) ?	42
Figure 26 : Illustration du manque d'information entre le haut du thorax et le centre articulaire de l'épaule.....	50
Figure 27 : Les différentes phases de modélisation pour l'analyse cinématique du mouvement humain à partir de MIMU.....	57
Figure 28 : Les variabilités de mesure associées aux phases de modélisation pour l'analyse cinématique du mouvement humain à partir de MIMU.....	58
Figure 29 : Contributions du travail de thèse au niveau des phases 1 et 2 de la modélisation et des variabilités « humaine » (V4) et « méthodologique » (V5)	59
Figure 30 : Plan expérimental pour un sujet	65
Figure 31 : Sujet équipé des 17 marqueurs réflecteurs et des cinq bandes/bandages.....	66
Figure 32 : Sujet entièrement équipé des 5 MIMU et des 17 marqueurs réflecteurs.....	67
Figure 33 : Transmission de consignes de l'expérimentateur au sujet (ici lors du mouvement de calibration de flexion du coude elbFE).....	68
Figure 34 : Illustration du mouvement de rotation de roue réalisé par un sujet	70
Figure 35 : Expression des repères techniques MIMU dans le repère global (G).....	72
Figure 36 : Les coordonnées naturelles du membre supérieur (à l'exception de la scapula) .	74
Figure 37 : Orientation des axes techniques X, Y, Z du MIMU (MTw, Xsens)	75
Figure 38 : Représentation segmentaire du bras via les calibrations TECH, STATIC_1 et STATIC_1 + elbFE	78
Figure 39 : Calcul des angles articulaires du coude via la séquence Euler ZXY.....	80
Figure 40 : Marges prédictives avec un intervalle de confiance de 95% estimées par le modèle 2, pour chacune des calibrations MIMU-S2S.	96
Figure 41 : Illustration de la méthodologie « Justesse & Fidélité »	105
Figure 42 : Angles articulaires du poignet lors de mouvements de flexion/extension maximale du poignet (wriFE _{max}) (FE en haut, AA au milieu, IER en bas)	106
Figure 43 : Comportement des erreurs intrinsèque (noire) et extrinsèque (rouge) pour chacune des calibrations MIMU-S2S, concernant l'angle FE du poignet lors du mouvement wriFE _{max}	110

Figure 44 : Angles articulaires du coude lors de mouvements de flexion/extension maximale du coude (elbFEmax) (FE en haut, AA au milieu, IER en bas)	111
Figure 45 : Angles articulaires de l'épaule lors du mouvement de flexions maximales de l'épaule (shoFmax)	114
Figure 46 : Comportement des erreurs intrinsèque (noire) et extrinsèque (rouge) pour chacune des calibrations MIMU-S2S, concernant l'angle IER de l'épaule lors du mouvement Roue.....	118
Figure 47 : Illustration de l'hypothèse faite sur le positionnement du capteur sur le thorax	120
Figure 48 : répartition des RoM des angles FE et AA, respectivement lors des mouvements wriFEmax et wriAAMax	134
Figure 49 : répartition des RoM des angles FE et PS, respectivement lors des mouvements elbFEmax et elbPSmax	136
Figure 50 : répartition des RoM des angles FE lors des mouvements shoFmax et shoAmax	138
Figure 51 : calibration statique utilisée par Wells et al.....	144
Figure 52 : Estimation du point SJC dans la chaîne segmentaire MIMU 1	149
Figure 53 : Estimation du point SJC dans la chaîne segmentaire MIMU 2	150
Figure 54 : Positions anatomiques REF	152
Figure 55 : illustrations des chaînes segmentaires MIMU et des positions REF pour chacune des quatre conditions étudiées (STATIC_1, T-pose, shoF_max et roue)	155
Figure 56 : illustration des différentes trajectoires obtenues lors d'un cycle de mouvement de roue, vue de haut	162

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Positionnement des capteurs inertiels utilisé dans la littérature	38
Tableau 2 : Calibrations « sensor-to-segment » utilisées dans la littérature	45
Tableau 3 : Calibrations MIMU-S2S testées dans cette étude.....	79
Tableau 4 : Détermination des points P et D via la méthode REF	82
Tableau 5 : Liste des angles articulaires du membre supérieur étudiés.....	85
Tableau 6 : Description du modèle statistique 1	92
Tableau 7 : Description du modèle statistique 2	92
Tableau 8 : Description du modèle statistique 3	93
Tableau 9 : Synthèse des résultats de l'analyse statistique sur les données d'amplitude de mouvement (9 angles) lors du mouvement Roue	95
Tableau 10 : Tests statistiques supplémentaires réalisés à partir du modèle statistique 3	97
Tableau 11 : Résultats de justesse concernant l'articulation du poignet lors des mouvements de wriFEmax et wriAAmax	108
Tableau 12 : Résultats de fidélité concernant l'articulation du poignet lors des mouvements de wriFEmax et wriAAmax	109
Tableau 13 : Résultats de justesse concernant l'articulation du coude lors des mouvements de elbFEmax, elbPSmax et Roue	112
Tableau 14 : Résultats de fidélité concernant l'articulation du coude lors des mouvements de elbFEmax, elbPSmax et Roue	113
Tableau 15 : Résultats de justesse concernant l'articulation de l'épaule lors des mouvements de shoFmax, shoAmax et Roue	115
Tableau 16 : Résultats de fidélité concernant l'articulation de l'épaule lors des mouvements de shoFmax, shoAmax et Roue	117
Tableau 17 : Présentation des DDL étudiés pour chacun des mouvements	127
Tableau 18 : Résultats de « cross-talk » pour l'articulation du poignet. Les valeurs se démarquant négativement sont orangées	128
Tableau 19 : Résultats de « cross-talk » pour l'articulation du coude. Les valeurs se démarquant positivement sont marquées de vert, les valeurs se démarquant négativement sont marquées d'orange	128
Tableau 20 : Résultats propres aux angles articulaires passifs de l'articulation de l'épaule .	129

Tableau 21 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le poignet. Valeurs moyennes de RoM et de MAX.....	133
Tableau 22 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le poignet. Valeurs de RoM « out »	133
Tableau 23 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le coude. Valeurs moyennes de RoM et de MAX.....	135
Tableau 24 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le coude. Valeurs de % RoM « out ».....	135
Tableau 25 : Résultats du respect des limites physiologiques pour l'épaule. Valeurs moyennes de RoM et de MAX.....	137
Tableau 26 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le coude. Valeurs de % RoM « out ».....	137
Tableau 27 : Comparaison des limites physiologiques exposées dans la littérature pour l'angle AA du poignet	139
Tableau 28 : Conséquences du changement de limite physiologique sur le pourcentage de RoM « out ».....	139
Tableau 29 : Synthèse de la comparaison des calibrations MIMU-S2S	143
Tableau 30 : Détermination des points P et D via la méthode REF	152
Tableau 31 : résultats concernant l'erreur moyenne de positionnement de l'épaule (SJC) .	156
Tableau 32 : résultats concernant l'erreur moyenne de positionnement de l'épaule (SJC), focale sur le mouvement shoF_max	157
Tableau 33 : résultats concernant l'erreur moyenne de positionnement de la main	158
Tableau 34 : résultats concernant l'erreur moyenne de positionnement de la main, focale sur le mouvement shoF_max.....	158

LISTE DES ABREVIATIONS ET DES ACRONYMES

A	AA	abduction/adduction
	ALs	points anatomiques (« Anatomical Landmarks »)
C	C7	marqueur sur la vertèbre cervicale C7
	CA	centre articulaire
	CJC	centre articulaire des cervicales (haut du thorax)
	CMCip	coefficient de corrélation multiple inter-protocole (entre MIMU et REF)
	CMCwp	coefficient de corrélation multiple intra-protocole (reproductibilité)
D	DDL	degré de liberté
	DDL-E	degré de liberté existant
	DDL-N	degré de liberté non-existant
E	EJC	centre articulaire du coude
	EL	marqueur sur l'épicondyle latéral
	elbFE	calibration fonctionnelle de mouvements de flexion maximale du coude
	elbFE_max	mouvements de flexion maximale du coude
	elbPS	calibration fonctionnelle de mouvements de prono-supination
	EM	marqueur sur l'épicondyle médial
	EXP	expérimentateur
F	FE	flexion/extension
	FONCT	calibrations MIMU « fonctionnelles » (mouvement de calibration)
H	handF	posture de calibration « main à plat sur une table » (« hand Flat »)
I	IER	rotation interne/externe
	IJ	marqueur sur l'incisure jugulaire
	ISB	International Society of Biomechanics

M	m	valeur moyenne de l'erreur extrinsèque
	MCP2	marqueur sur l'articulation métacarpo-phalangienne II
	MCP5	marqueur sur l'articulation métacarpo-phalangienne V
	METH	calibration MIMU-S2S ou méthode REF
	MIMU	capteur inertiel (« magneto-inertial measurement unit »)
	MIMU-S2S	calibrations anatomiques associées aux capteurs inertiels « sensor-to-segment »
	MS	membre supérieur
P	PS	prono-supination
	PX	marqueur sur le processus xiphoïdien
R	r	ratio de la moyenne de l'erreur extrinsèque sur la moyenne de l'erreur intrinsèque
	rD	vecteur « position » du point distal des coordonnées naturelles
	REF	méthode de référence (via le système optoélectronique)
	RMSE	erreur quadratique moyenne
	RoM	amplitude de mouvement (« range of motion »)
	Roue	mouvements circulaires réalisés dans le plan horizontal sur une table (Ø50cm)
	rP	vecteur « position » du point proximal des coordonnées naturelles
	RS	marqueur sur le styloïde radial
S	S2S	« sensor-to-segment » (calibrations anatomiques associées aux capteurs inertiels)
	SF	repère segmentaire (« segment frame »)
	shoA_max	mouvements d'élévation latérale maximale du bras dans le plan scapulaire
	shoF_max	mouvements de flexion maximale de l'épaule
	shoIE	calibration fonctionnelle de mouvements de rotation interne/externe de l'épaule

	SJC	centre articulaire de l'épaule
	STA	artéfacts de tissu mou (« soft tissue artefact »)
	STATIC	calibrations MIMU « statiques » (posture de calibration)
	STATIC_1	calibration statique en posture membres supérieurs le long du corps
	STATIC_2	calibration statique en posture coudes fléchis à 90°
T	T8	marqueur sur la vertèbre thoracique T8
	TECH	calibration MIMU « technique » (placement strict des MIMU)
	TF	repère technique (« technical frame »)
	TH	marqueur sur la partie latérale du bras (« technical humerus »)
	TMS	troubles musculo-squelettiques
	TMS-MS	troubles musculo-squelettiques du membre supérieur
U	u	vecteur normal des coordonnées naturelles (orienté vers l'avant)
	US	marqueur sur le styloïde ulnaire
V	v	vecteur longitudinal des coordonnées naturelles (direction proximale)
W	w	vecteur latéral des coordonnées naturelles (orienté vers la droite)
	wriAA_max	mouvements d'abduction-adduction maximale du poignet
	wriE	calibration fonctionnelle de mouvements d'extension du poignet
	wriFE_max	mouvements de flexion-extension maximale du poignet

INTRODUCTION

INTRODUCTION

De nos jours, les troubles musculo-squelettiques (TMS) sont considérés comme une préoccupation majeure de santé au travail et de santé publique de façon générale. Les TMS du membre supérieur (TMS-MS), affectant le poignet, le coude ou l'épaule, représentent la grande majorité de ces maladies professionnelles. Leurs facteurs de risque sont multiples, traitant à la fois des dimensions biomécanique, psychosociale et environnementale de l'individu. Parmi les sollicitations biomécaniques, sont présents des facteurs de risque propres au champ de l'analyse du mouvement humain, tels que la répétitivité des gestes, le travail statique maintenu ou encore les positions articulaires extrêmes. Lorsqu'une évaluation quantitative et objective de ces facteurs est recherchée, il est alors nécessaire de s'orienter vers l'utilisation d'une technologie de mesure. Différentes technologies, telles que le système optoélectronique ou l'électro-goniomètre sont d'ores et déjà utilisées à cette fin. Ceci étant, le manque de flexibilité d'utilisation de la première et le manque de précision de la seconde rendent difficile la pleine observation et mesure des postures et mouvements réalisés, par exemple, par un opérateur sur son lieu de travail. Depuis les années 2000, la technologie des capteurs inertiels est de plus en plus utilisée dans le domaine de l'analyse du mouvement notamment car elle ouvre le champ à des mesures ambulatoires, sans contrainte d'utilisation particulière, tout en offrant une bonne précision de mesure. Malgré l'intérêt croissant de la communauté scientifique pour cette technologie, plusieurs questions de recherche restent en suspens tant au niveau de la modélisation cinématique lui étant associée que de la validation même des données cinématiques de sortie.

Ce travail de thèse est centré sur l'estimation des angles articulaires (poignet, coude, épaule) et des positions segmentaires du membre supérieur à partir de capteurs inertiels. Il vise, plus particulièrement, à répondre à deux questions de recherche, à savoir la question du choix de calibration anatomique à associer aux capteurs inertiels et la caractérisation de la précision globale des données cinématiques du membre supérieur, c'est-à-dire à la fois les angles articulaires et les positions segmentaires.

Ce document présente, dans un premier temps, une revue de la littérature qui permettra au lecteur de bien cerner le contexte scientifique de cette étude (Chapitre 1). Cet état de l'art se divise en deux parties, la première est propre à l'anatomie du membre supérieur et aux troubles musculo-squelettiques, la seconde est dédiée aux dimensions technologiques et de modélisation cinématique. Par la suite, les limites de la littérature sont clairement explicitées et une synthèse générale est proposée. Ce premier chapitre se termine par la présentation de la problématique et des objectifs d'étude de cette thèse.

Le chapitre 2 de ce document présente la méthodologie mise en œuvre dans ce travail de thèse. Le protocole expérimental mené est tout d'abord présenté puis les différentes étapes de l'analyse cinématique propre aux deux technologies utilisées (capteurs inertiels et système optoélectronique) sont détaillées.

Le chapitre 3 se focalise sur la détermination des angles articulaires du membre supérieur (poignet, coude, épaule) à partir de capteurs inertiels. Les résultats de ce chapitre se scindent en trois parties distinctes. La première partie s'intéresse à l'identification des paramètres ou sources de variabilité qui influent sur les données angulaires du membre supérieur (approche statistique). La deuxième partie représente la partie centrale de ce chapitre ; elle propose une comparaison fine des calibrations anatomiques associées aux capteurs inertiels, en abordant les questions de la justesse (proche d'une référence) et de la fidélité (reproductibilité) des données angulaires. Elle caractérise, ainsi, au plus près d'une utilisation finale du système ambulateur, la précision globale des angles articulaires du membre supérieur. La troisième partie de ce chapitre complète cette approche comparative en apportant des éléments de réponse propres à l'interprétation des données angulaires. La minimisation des erreurs sur des degrés de liberté non sollicités et le respect des amplitudes articulaires maximales sont ainsi investigués.

Le chapitre 4 est centré sur l'estimation des positions segmentaires du membre supérieur à partir de capteurs inertiels. Dans la continuité de la dernière partie du chapitre 3, il contribue à faciliter l'interprétation du mouvement final en apportant une visualisation 3D du membre supérieur. Plus spécifiquement, ce travail caractérise l'erreur de positionnement de la main via des capteurs inertiels. L'apport de l'utilisation d'un capteur inertiel positionné sur le segment de la scapula est également investigué dans cette partie. Une interface graphique de visualisation (2D et 3D) et de post-traitement des données cinématiques (angles articulaires et positions segmentaires), développée dans le cadre de cette thèse, est présentée en fin de chapitre.

Ce document de thèse se referme sur la présentation d'une conclusion générale et ouvre sur des perspectives de travail.

Cette thèse est le fruit d'une collaboration entre l'institut national de recherche et de sécurité (INRS) et le laboratoire de biomécanique et mécanique des chocs (LBMC), unité mixte entre l'université Lyon 1 et l'institut français des sciences et technologies des transports, de l'aménagement et des réseaux (IFSTTAR).

CHAPITRE 1

REVUE DE LA LITTERATURE

1 REVUE DE LA LITTERATURE

1.1 L'anatomie du membre supérieur

1.1.1 Introduction

Le membre supérieur est la partie du corps humain allant de l'articulation de l'épaule (en incluant celle-ci) à l'extrémité de la main. Ses mouvements sont permis par des structures osseuses, des complexes articulaires et différents groupes musculaires [1]. A ces structures, s'ajoutent des réseaux nerveux et sanguins ainsi que les tissus de la peau, partie visible de notre corps humain. Les différentes structures osseuses le composant sont la clavicule, la scapula (ou omoplate), l'humérus, les deux os de l'avant-bras (radius et ulna) et les nombreux os du poignet et de la main (répartis en trois parties anatomiques pour la main : le carpe, le métacarpe et les phalanges) (Figure 1). D'un point de vue fonctionnel, l'organisation du membre supérieur se divise en un système directeur porté par les complexes articulaires de l'épaule, du coude, de l'avant-bras et du poignet, et un système effecteur terminal correspondant à la main [2].

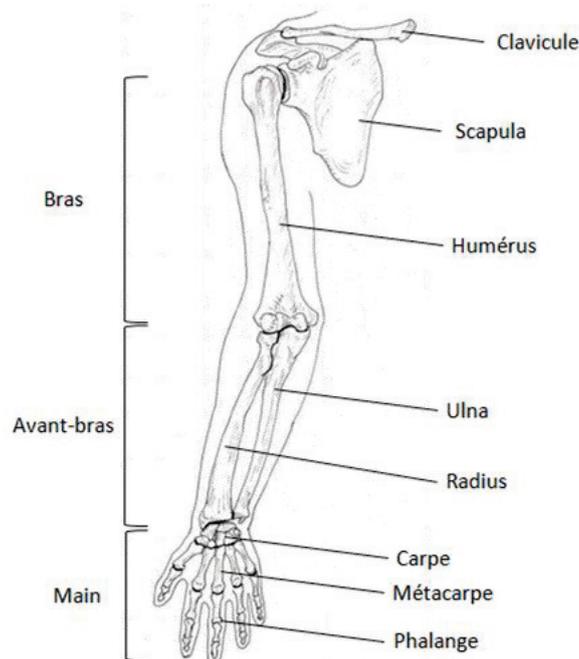


Figure 1 : Vue antérieure (de face) du membre supérieur droit (adaptée de [3])

Les groupes musculaires composant le membre supérieur sont au nombre de douze : quatre sont attribués à l'épaule, deux au bras, trois à l'avant-bras et trois à la main, pour un total de 54 muscles [4]. A titre d'exemple, peuvent notamment être cités le trapèze, le deltoïde, le biceps, le long supinateur ou encore les fléchisseurs des doigts.

1.1.2 Le complexe articulaire de l'épaule

1.1.2.1 Description

L'épaule est une structure complexe composée de quatre os ou régions anatomiques que sont le thorax (dont le sternum et la cage thoracique), la clavicule, la scapula (ou omoplate) et l'humérus ainsi que de quatre¹ articulations (trois anatomiques et une fonctionnelle, Figure 2) [5]. Les trois articulations anatomiques (ou synoviales) de l'épaule sont les articulations sterno-costo-claviculaire, acromio-claviculaire et gléno-humérale qui autorisent respectivement le mouvement entre le thorax et la clavicule, entre la scapula et la clavicule et entre la scapula et l'humérus (respectivement numérotées 1, 2 et 3 sur la Figure 2). A ces trois articulations anatomiques, s'ajoute une articulation dite « fonctionnelle » : l'articulation scapulo-thoracique qui décrit le mouvement de la scapula par rapport à la cage thoracique (numérotée 4 sur la Figure 2). Cette dernière n'est pas une articulation au sens anatomique du terme car elle n'est pas composée de structures articulaires propres ; elle est définie comme un espace de glissement inter-scapulo-thoracique [1]. Pour plus d'informations sur ces articulations, voir l'annexe 1.

Cette complexité articulaire concourt à faire de l'épaule l'articulation la plus mobile du corps humain. A cette fonction de mobilité, nécessaire pour orienter le membre supérieur dans l'espace, s'ajoute une fonction, tout aussi indispensable, de stabilité [6]. Cette stabilité est principalement assurée par les groupes musculaires.

Les quatre articulations formant le complexe de l'épaule œuvrent pour un objectif fonctionnel commun : autoriser la plus grande mobilité du bras dans l'espace, que l'on visualise en général par rapport au thorax ; on parle alors de mouvements huméro-thoraciques.

¹ Une cinquième articulation, fonctionnelle, existe : l'articulation sous-deltoïdienne, mécaniquement liée à l'articulation gléno-humérale.

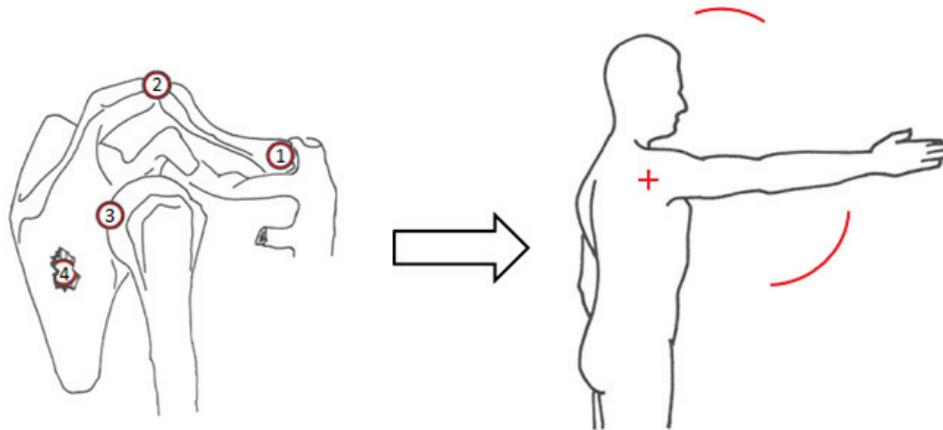


Figure 2 : Le complexe articulaire de l'épaule au service du mouvement huméro-thoracique (adaptée de [7])

1.1.2.2 Anatomie fonctionnelle

Le complexe articulaire de l'épaule possède trois degrés de liberté, lui permettant d'orienter le membre supérieur dans les trois plans de l'espace. Ces trois plans sont le plan sagittal, frontal et transversal (Figure 3). Les trois mouvements de rotation huméro-thoraciques autorisés par l'épaule sont appelés flexion/extension lorsqu'ils sont exécutés dans le plan sagittal, abduction/adduction dans le plan frontal et rotation interne/externe dans le plan transversal. Ces mouvements peuvent être réalisés à des amplitudes articulaires relativement grandes (Figure 3).

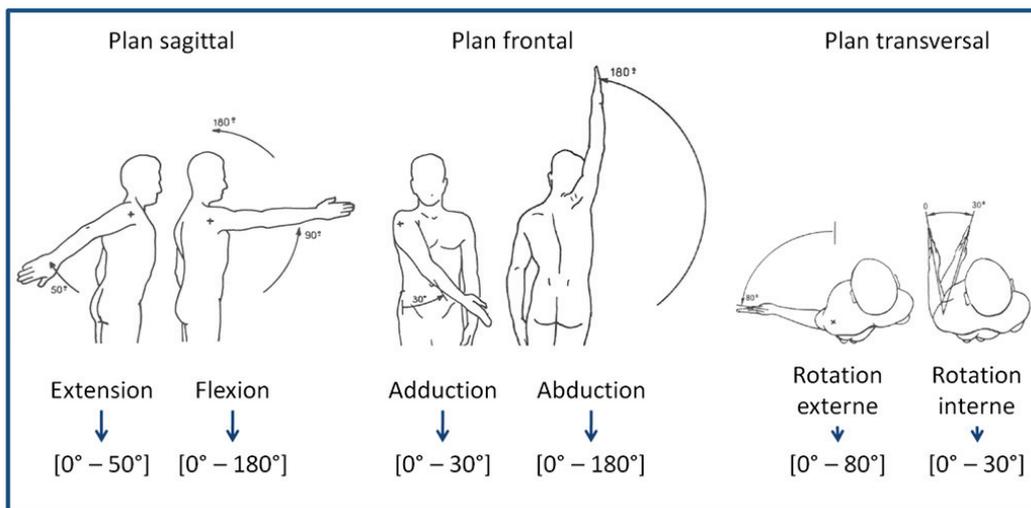


Figure 3 : les amplitudes articulaires concernant les trois degrés de liberté de l'épaule (adaptée de [7])

Il est important de garder à l'esprit que ces amplitudes articulaires sont atteignables de par la synergie existante entre les différentes articulations de l'épaule, voire entre certains degrés de liberté. L'abduction maximale de l'épaule de 180° est un parfait exemple de ce propos : elle n'est atteignable que par l'association des articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique, qui contribuent respectivement à 120° et 60° de l'amplitude totale. La relation au cours du mouvement de ces deux articulations est appelée le rythme scapulo-huméral ([8]–[10]). Concernant la synergie inter-degrés de liberté, certains mouvements sont induits automatiquement par d'autres, autrement dit sans que la personne n'ait effectué ce mouvement volontairement. C'est notamment ce qu'exprime « le paradoxe de Codman » [7] où la succession d'une abduction de 180° puis d'une extension relative de -180° entraîne automatiquement (conjointement) une rotation interne de 180° .

1.1.3 L'articulation du coude

L'articulation du coude est moins complexe que l'articulation de l'épaule, mais elle possède tout de même des spécificités qui lui sont propres. Le coude est l'articulation intermédiaire du membre supérieur et permet notamment d'augmenter la portée d'atteinte de la main. Cette articulation est constituée de 3 structures osseuses, à savoir l'humérus (os du bras), le radius et l'ulna (tous deux os de l'avant-bras) et de deux articulations anatomiques. Les deux articulations anatomiques du coude sont les articulations huméro-ulnaire et huméro-radiale, qui se situent entre la partie distale de l'humérus et les parties proximales de l'ulna et du radius respectivement (Figure 4). Ces deux articulations agissent de pair et ne possèdent qu'un degré de liberté (commun), à savoir le mouvement de flexion/extension réalisé dans le plan sagittal. Ces deux articulations jouent des rôles strictement doublons dans la réalisation du mouvement de flexion/extension et peuvent donc, dans le cas spécifique de ce degré de liberté, être considérées comme une unique articulation.

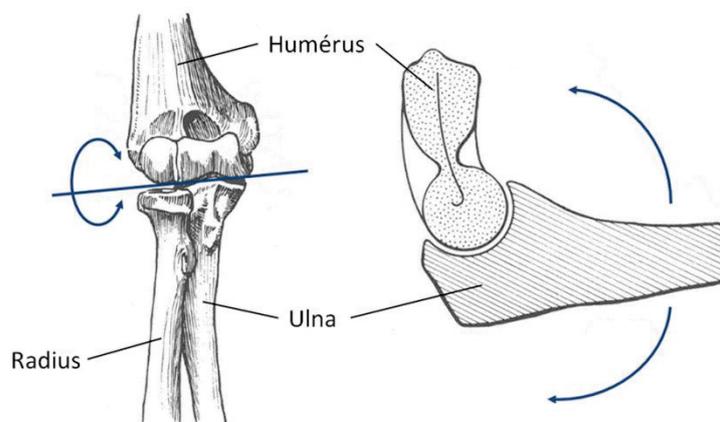


Figure 4 : Zones anatomiques mises en jeu pour la flexion/extension du coude (adaptée de [7])

Peut alors se poser la question de l'utilité de posséder deux os au niveau de l'avant-bras au vu de cette redondance articulaire. La réponse réside dans la nécessité d'apporter un degré de liberté supplémentaire au membre supérieur, agissant non pas au niveau du coude mais au niveau de l'avant-bras.

Du fait de ses deux structures osseuses (l'ulna et le radius), l'avant-bras possède deux articulations : les articulations radio-ulnaires supérieure et inférieure. Ces deux articulations appartiennent respectivement à l'articulation du coude et du poignet, et sont mécaniquement liées. Elles possèdent chacune un degré de liberté commun correspondant au mouvement de prono-supination. Ce mouvement consiste en une rotation du radius autour de l'ulna, l'avant-bras effectuant alors une rotation autour de son axe longitudinal (Figure 5). Ceci a pour effet de mettre en rotation la main lui permettant ainsi d'assurer pleinement sa fonction de préhension.

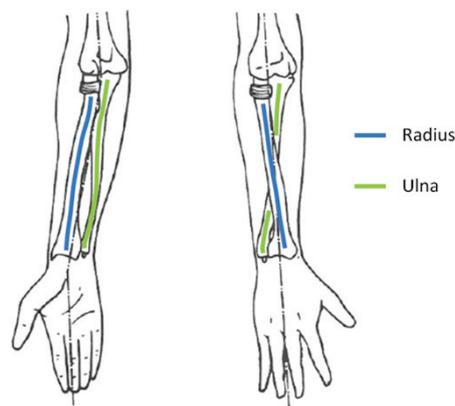


Figure 5 : Description du mouvement de prono-supination de l'avant-bras (adaptée de [7])

Ces deux degrés de liberté, à savoir la flexion/extension du coude et la prono-supination de l'avant-bras ont des amplitudes articulaires relativement amples (figure 6). Il est à noter que, par définition, l'extension du coude possède une amplitude nulle, bien qu'une hyper-extension de l'ordre de 5-10° puisse être observée chez certains sujets.

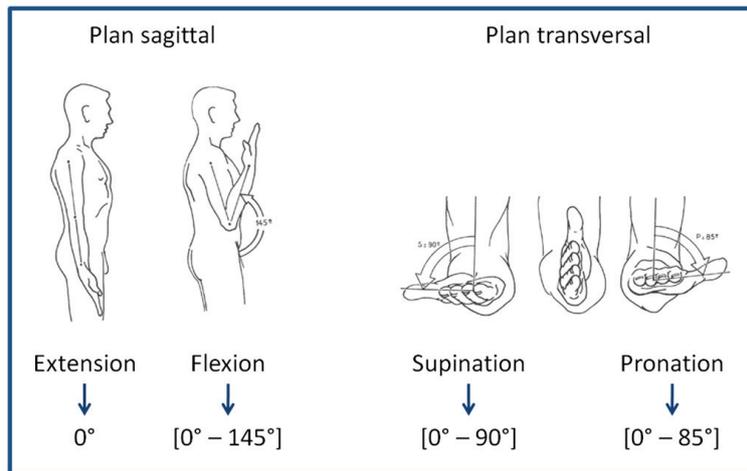


Figure 6 : Les amplitudes articulaires concernant les mouvements de flexion/extension du coude et de prono-supination de l'avant-bras (adaptée de [7])

1.1.4 L'articulation du poignet

Le complexe articulaire du poignet met en jeu deux structures osseuses, à savoir l'os du radius de l'avant-bras (l'ulna n'intervenant pas) et les deux rangées osseuses du carpe, qui interviennent dans deux articulations distinctes : l'articulation radio-carpienne et l'articulation médio-carpienne (respectivement marquées 1 et 2, figure 7). L'articulation radio-carpienne se situe entre la partie distale du radius et la rangée supérieure du carpe. L'articulation médio-carpienne est propre au carpe et se situe entre sa rangée supérieure et sa rangée inférieure.

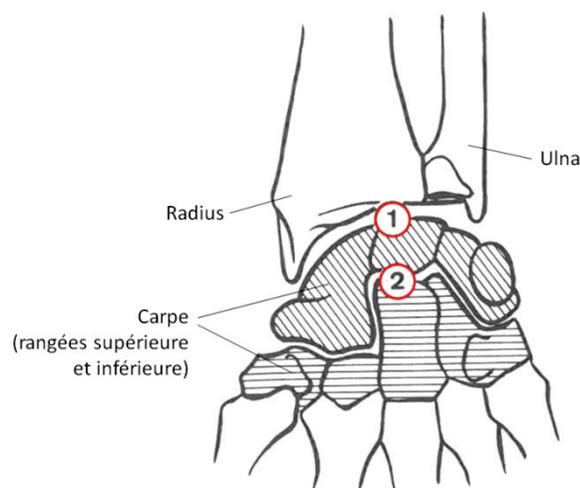


Figure 7 : Description du complexe articulaire du poignet (adaptée de [7])

Le complexe articulaire du poignet possède deux degrés de liberté, que sont la flexion/extension réalisée dans le plan sagittal et l'abduction/adduction réalisée dans le plan frontal. Associés à la prono-supination de l'avant-bras, ces deux degrés de liberté permettent à la main « d'être orientée sous n'importe quel angle pour saisir ou soutenir un objet » [7].

L'articulation du poignet autorise une grande amplitude articulaire en flexion/extension tandis qu'une amplitude plus faible est accordée en abduction/adduction (figure 8). Remarque : les mouvements d'abduction et d'adduction du poignet sont également appelés, respectivement, déviation radiale et déviation ulnaire.

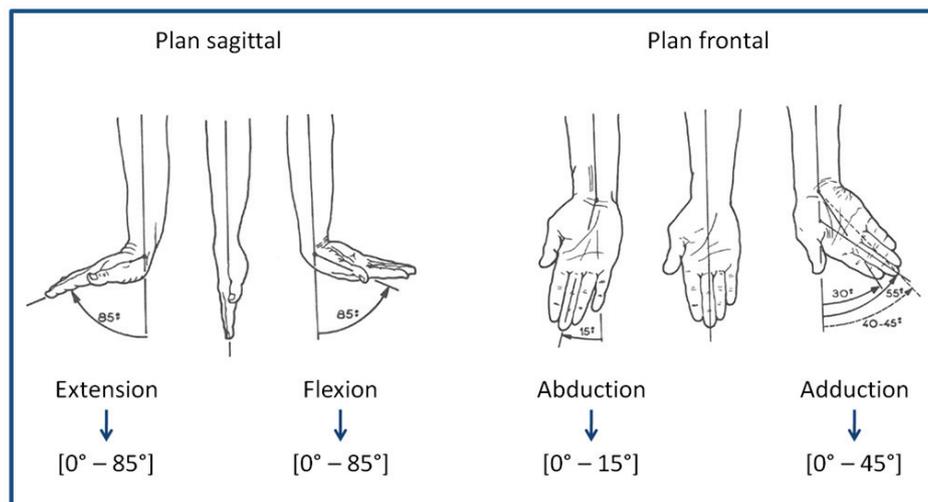


Figure 8 : Les amplitudes articulaires concernant les mouvements de flexion/extension et d'abduction/adduction du poignet (adaptée de [7])

1.1.5 La main

La main représente l'organe effecteur du membre supérieur et a deux fonctions principales que sont la préhension et le toucher. Elle se décompose en trois zones anatomiques distinctes : le carpe, le métacarpe et les phalanges des doigts, pour un total de 100 os, 20 articulations et 25 degrés de liberté autorisés [7], [11]. Ces différentes articulations ne seront pas présentées en détail dans ce mémoire.

1.1.6 Complément d'anatomie

En plus des os et des articulations, il apparaît nécessaire d'introduire quelques notions générales d'anatomie propres aux muscles, aux tendons et aux nerfs qui, en plus de jouer

des rôles indispensables dans la réalisation des mouvements articulaires, sont des éléments anatomiques particulièrement touchés par la survenue de TMS-MS.

Les muscles sont composés de fibres musculaires qui ont la propriété de pouvoir s'allonger ou de se contracter [12]. Ils ont pour rôle le maintien de position ou la mise en mouvement des os sur lesquels ils s'insèrent. Pour cela, trois types de contraction musculaire existent. Une contraction isométrique correspond à une longueur du muscle maintenue constante, et permet de maintenir l'os en position. A l'inverse, les contractions musculaires concentrique et excentrique correspondent respectivement à une diminution et à une augmentation de la longueur du muscle, et entraînent donc la mise en mouvement de l'os. Au-delà de cette fonction de mobilité, les muscles contribuent également, dans certains cas, à la stabilité même d'une articulation comme dans le cas des muscles de la coiffe des rotateurs qui enveloppent (coiffent) l'articulation gléno-humérale (épaule) et maintiennent la tête humérale au regard de la glénoïde lors des mouvements d'abduction/adduction et de rotation.

L'insertion osseuse du muscle se fait par l'intermédiaire du tendon qui est un élément fibro-élastique situé dans le prolongement du muscle (figure 9) [12]. Une gaine synoviale est parfois associée au tendon afin de favoriser son glissement et de le protéger d'éventuelles frictions avec les autres éléments articulaires.

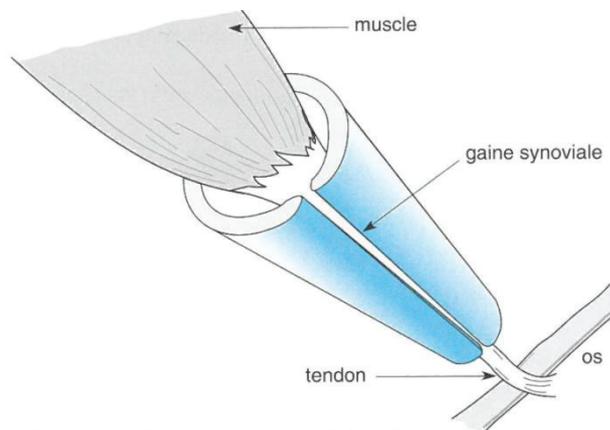


Figure 9 : Anatomie du tendon
[12]

Enfin, les nerfs sont des structures anatomiques vascularisées qui assurent la conduction des ordres moteurs et des informations sensorielles. La composante motrice des nerfs conduit les ordres moteurs du système nerveux central vers les muscles tandis que leur composante sensitive conduit les informations sensorielles des récepteurs sensitifs vers le système nerveux central [12].

1.2 Les TMS du membre supérieur

1.2.1 Définition

Les troubles musculo-squelettiques (TMS) sont des troubles de l'appareil locomoteur (membres et rachis), affectant principalement les muscles, les tendons et les nerfs, c'est-à-dire les tissus mous périarticulaires. Ces troubles sont à la fois sources de gêne fonctionnelle et de douleur.

Les facteurs de risque de TMS existent à la fois dans les activités professionnelles et extra-professionnelles. Cependant, des études épidémiologiques ont montré que l'influence des facteurs de risque professionnels était prépondérante par rapport à celle des facteurs de risque non professionnels dans la survenue des TMS [13], [14]. Ces facteurs de risque professionnels sont variés, peuvent se combiner et peuvent agir à différentes intensités. Les TMS sont donc des maladies multifactorielles à composante professionnelle [15].

Avec plus de 40000 cas reconnus en 2013, les TMS du membre supérieur (TMS-MS) représentent 79% des maladies professionnelles du régime général reconnues en France. Parmi ces syndromes, 32% sont des atteintes de l'épaule, 22% du coude et 45% des atteintes des poignets, mains et doigts. Les TMS-MS représentent donc une priorité de prévention certaine [15].

Les TMS-MS les plus répandus (et peut-être les plus connus du grand public) sont :

- Le syndrome de la coiffe des rotateurs
- L'épicondylite latérale du coude (également appelé « tennis-elbow »)
- Le syndrome du canal carpien

Ces trois TMS-MS correspondent respectivement à une sur-sollicitation des muscles de l'épaule, une inflammation tendineuse située au niveau du coude et une compression du nerf médian situé au niveau du poignet.

Bien d'autres TMS-MS existent tels que la compression du nerf ulnaire au coude ou du nerf radial au niveau de l'avant-bras, les tendinites des extenseurs ou des fléchisseurs de la main et des doigts, ou encore les arthroses du coude, du poignet et des doigts [12]. Cette liste n'est pas exhaustive.

1.2.2 Les facteurs de risque

Les facteurs de risque de TMS-MS peuvent se répartir en deux catégories : les facteurs individuels et les facteurs environnementaux [12]. Les facteurs individuels, hormis les dimensions irréductibles que sont notamment le sexe ou l'âge, n'impactent que faiblement l'apparition de TMS-MS.

A l'inverse, les facteurs de risque environnementaux jouent un rôle important dans la survenue de ces maladies professionnelles. Ces facteurs environnementaux sont à la fois biomécaniques et psychosociaux. Ils sont eux-mêmes déterminés par l'organisation du travail et son contexte ; c'est donc l'interaction de différents phénomènes qui conduit à la survenue de TMS-MS (figure 10).

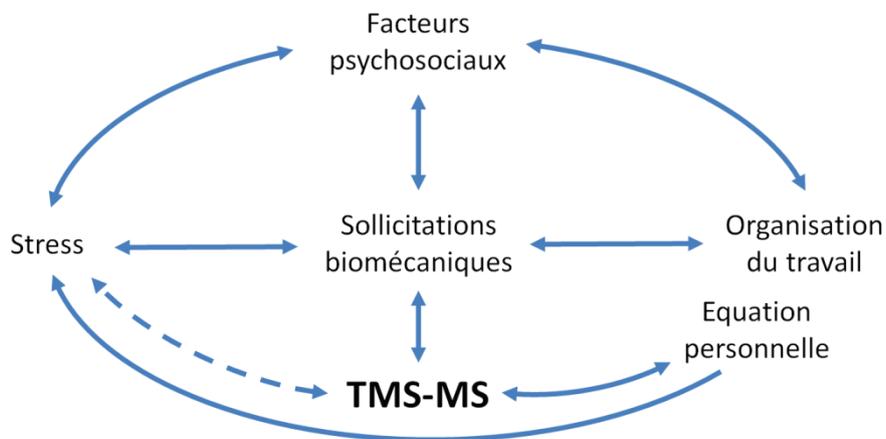


Figure 10 : Synthèse sur la dynamique d'apparition des TMS-MS (adaptée de [12])

Les relations établies entre les sollicitations biomécaniques et la survenue de TMS-MS sont fortes. Parmi les facteurs de risque biomécaniques, nous retrouvons :

- les efforts excessifs,
- la répétitivité des gestes,
- le travail statique de faible niveau maintenu dans le temps,
- les positions articulaires extrêmes,
- les vibrations

Ces facteurs de risque peuvent se combiner, agissent à différentes intensités et ont un impact propre à la région anatomique sollicitée (annexe 2). Des normes françaises ont notamment été établies afin de standardiser les seuils d'acceptabilité, d'acceptabilité sous conditions et de non-acceptabilité de ces différents facteurs de risque [16]–[18].

Plusieurs outils permettent d'évaluer ces facteurs de risque biomécaniques [19] : les questionnaires, les grilles d'observation, la métrologie biomécanique ou encore les outils de simulation. Le choix de ces outils dépend de l'application concernée, des ressources

disponibles (temporelles, financières, humaines, ...) ainsi que des objectifs de l'étude [20]. Peu d'études se sont emparées de la question du choix des outils à utiliser [20]. Toutefois, certaines suggèrent que des analyses basées sur des informations subjectives, et non objectives, amènent un biais dans l'analyse de ces facteurs [21]. De plus en plus d'études se penchent donc sur l'utilisation de la métrologie biomécanique, notamment à l'aide de technologies portatives [22]–[27].

La métrologie biomécanique n'est rien d'autre que de la mesure, à l'aide de technologies, de paramètres biomécaniques. Le domaine de la biomécanique du mouvement peut se diviser en deux champs d'étude : la dynamique du mouvement qui est l'étude des causes du mouvement humain (on y retrouve les notions d'effort, de force, ...) et la cinématique du mouvement qui correspond à la description du mouvement (avec des notions de vitesses, de positions, d'angles articulaires, ...). Si l'on revient sur les quatre premiers facteurs de risque biomécanique de survenue des TMS-MS, la mesure des efforts excessifs fait partie intégrante du domaine de la dynamique du mouvement tandis que les gestes répétitifs, le travail statique maintenu et les positions articulaires extrêmes se représentent par des données cinématiques, à savoir des vitesses, des accélérations et notamment des angles articulaires et des positions segmentaires.

Ce travail de thèse s'inscrit précisément dans la catégorie de la métrologie biomécanique et plus spécifiquement de l'analyse cinématique du mouvement humain.

1.3 Technologies dédiées à l'analyse cinématique du mouvement

1.3.1 Introduction

L'analyse cinématique du mouvement du membre supérieur, quantifiée et objective, nécessite l'utilisation d'une technologie de mesure et d'un protocole d'utilisation dédié. De nombreuses solutions technologiques existent à ce jour et ce, pour des domaines d'application variés comme la médecine, la rééducation fonctionnelle, l'ergonomie, le sport, ou encore les jeux vidéo et l'animation 3D.

Ces technologies peuvent être divisées en deux catégories : les technologies invasives ou ionisantes et les technologies non-invasives. Les technologies invasives entraînent l'intrusion d'un corps extérieur au sein même du corps humain ou l'irradiation (rayons X, produits de contraste, broche, ...). Elles sont principalement déployées dans le domaine médical à l'image de la radiographie, la tomographie. Bien qu'elles puissent apporter des informations précises sur l'anatomie humaine, ces technologies se limitent très souvent à de l'analyse statique (sans mouvement) et sont utilisées dans un environnement de mesure très contrôlé. De plus, leur utilisation n'est pas envisageable dans la plupart des domaines d'application, pour des raisons évidentes de faisabilité, d'éthique et de coût.

Les technologies non invasives (i.e. « de surface »), représentent donc un attrait certain pour de nombreux domaines d'application dont l'analyse du mouvement. Elles peuvent être classées selon trois catégories [28] : les technologies de mesure visuelle, les technologies de mesure non visuelle et les technologies de mesure assistée par robot (figure11).

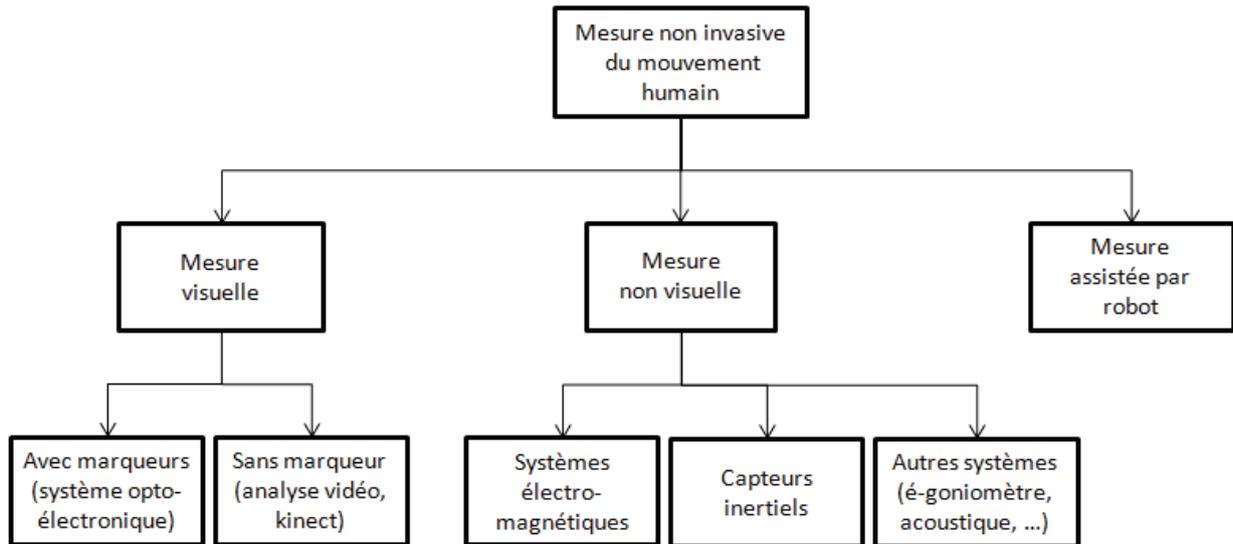


Figure 11 : Classification des technologies dédiées à l'analyse non invasive du mouvement humain
(adaptée de [28], [29])

La suite du document présente les technologies les plus couramment déployées dans le domaine de l'analyse non-invasive du mouvement humain, dans une optique de prévention des TMS.

1.3.2 Le système optoélectronique

Le système optoélectronique représente la technologie la plus utilisée dans le domaine de l'analyse du mouvement car elle autorise le placement de marqueurs réflecteurs (ou émetteurs) sur des points anatomiques précis (figure 12), tout en offrant une grande précision de calcul en position (0.1mm) [30]. Elle fait partie de la catégorie « technologie à mesure visuelle, avec marqueurs » exposée en figure 11. Son principe d'utilisation se base sur la technique de la stéréophotogrammétrie qui consiste à combiner l'information de plusieurs caméras 2D (en règle générale à infra-rouge) pour reconstruire la position 3D de chacun des marqueurs réflecteurs. A partir de ces données de position, il est possible de calculer des données angulaires selon la théorie des corps rigides [31]. Ce concept sera présenté en détails dans la suite du document (partie 2.4). L'inconvénient majeur de cette technologie réside dans son manque de flexibilité d'utilisation [32]–[35]. En effet, son utilisation implique le positionnement rigoureux de plusieurs caméras, la définition d'un espace de capture dans lequel le sujet doit se situer ainsi que plusieurs étapes de calibration. Non seulement l'espace de capture est imposé [32]–[34] mais il est également important de s'assurer que les marqueurs positionnés sur le sujet restent visibles par les caméras tout au long de la prise de mesure (problème d'occlusion des marqueurs) [35]. Les conditions

d'éclairage représentent également un paramètre à considérer lors de l'utilisation de ce système, qui plus est en extérieur. Enfin, une étape de post-traitement des données enregistrées est systématiquement associée à l'utilisation de ce système (labellisation des marqueurs si ceux-ci ne sont pas émetteurs, interpolation en cas de perte de données, présence éventuelle de marqueurs « fantômes », filtrage des données, ...). Cette étape peut devenir laborieuse si les conditions de la prise de mesure n'ont pas été optimales. Tout ceci rend difficile l'utilisation de cette technologie en conditions réelles de travail où l'opérateur peut être amené à sortir de l'espace de capture défini, à cacher une partie de son corps avec différents éléments présents dans son environnement (poste de travail, outils, autre partie du corps, ...), et où les conditions d'éclairage ne peuvent pas être ajustées. Le système optoélectronique est donc une technologie à utiliser dans un environnement contrôlé (type laboratoire) et ne répond pas à toutes les contraintes de flexibilité d'utilisation imposées par le terrain [32]–[35].



Figure 12 : Le système optoélectronique

1.3.3 Les méthodes sans marqueur

A l'inverse du système optoélectronique, l'analyse vidéo est facilement déployable sur le terrain [36]–[38]. Cette technologie se base également sur l'utilisation de caméras mais n'impose pas l'utilisation de marqueurs sur le sujet (catégorie « mesure visuelle sans marqueur»). Ce système est donc simple et rapide à utiliser. Tout récemment, certains travaux ont mis en avant le potentiel d'utilisation de la Kinect pour l'évaluation de postures de travail [39]–[41]. Cette technologie est également sans marqueur et utilise une caméra infra-rouge et un émetteur laser pour estimer les distances d'objet ou de zone anatomique dans un environnement (figure 13) [39]. A l'heure actuelle, malgré la grande flexibilité d'utilisation proposée par ces systèmes, leur utilisation entraîne des inconvénients propres à tout système de mesure visuelle, à savoir un espace de mesure restreint, des problèmes d'occultation et un manque de précision [39], [41]. A titre d'illustration, le manque de précision est spécifiquement observé lorsque le sujet n'est pas face au capteur Kinect [39],

lorsque le bras est aligné avec le capteur [41] ou lorsqu'une partie du corps n'est pas visible [39].

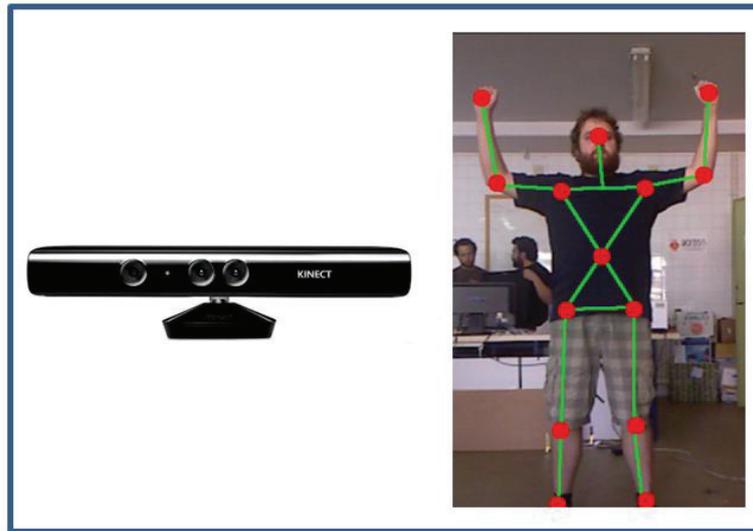


Figure 13 : La Kinect
(adaptée de [42])

1.3.4 L'électro-goniomètre

La technologie de l'électro-goniomètre est couramment utilisée en conditions réelles de travail [43]–[45] (figure 14). Ce système est simple à utiliser, est facilement porté par l'utilisateur et garantit une fiabilité des données acceptable (entre 2° et 5°) [43], [44]. Différents types d'électro-goniomètres sont disponibles sur le marché : à jauge de contrainte, à fibre optique voire avec des potentiomètres. Le principe de fonctionnement reste cependant similaire : la courbure du fil reliant les deux extrémités du système entraîne une variation de résistance, de luminosité ou de tension, proportionnelle à l'angle compris entre ces deux extrémités. En attachant ces deux extrémités sur deux segments corporels adjacents, il est possible de connaître la différence angulaire existant entre ces deux segments.

Ce principe de fonctionnement entraîne cependant des limites propres à ce système. D'une part, ce système doit être exactement aligné avec le centre articulaire qu'il croise [46]. De plus, des imprécisions de mesure peuvent être observées sur des degrés de liberté non sollicités (phénomène de « cross-talk »), notamment lors de mouvements d'abduction/adduction du poignet [29]. Enfin, la présence d'un lien physique (souvent un ressort) entre les deux parties du goniomètre rend difficile son utilisation pour des articulations autres que le poignet [47], [48].

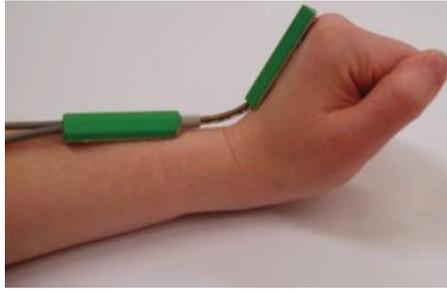


Figure 14 : L'électro-goniomètre

1.3.5 Les capteurs inertiels

1.3.5.1 Présentation générale

La technologie des capteurs inertiels (ou centrales inertielle) n'a pas été initialement développée pour le domaine de l'analyse du mouvement, elle trouve son origine dans le domaine aéronautique depuis les années 1940-50, comme outil d'aide à la navigation (de missiles ou d'avions). De par la miniaturisation des composants électroniques observée plus récemment (*Micro-Electro-Mechanical Systems*, « MEMS »), cette technologie a pu être déployée dans d'autres domaines d'application tels que la téléphonie (smartphones), les jeux vidéo (console wii) ou l'analyse du mouvement humain. Depuis, les capteurs inertiels comptent parmi les technologies d'analyse du mouvement les plus en vogue, en témoigne le nombre croissant de travaux scientifiques publiés sur ce sujet [27], [33]–[35], [46], [49].

Contrairement au système optoélectronique et à l'électro-goniomètre, le capteur inertiel combine une bonne précision de mesure à une grande flexibilité d'utilisation. Le principe d'utilisation de cette technologie consiste à positionner un capteur sur chacun des segments corporels humains à étudier (figure 15-a). Les capteurs inertiels communiquent leur information de mouvement, soit de façon filaire (capteurs reliés à un « data logger » porté par le sujet) soit sans fil via une communication bluetooth ou wifi établie à une station réceptrice reliée à un ordinateur (figure 15-b). Il n'y a donc là aucun problème d'occlusion ce qui autorise une totale liberté de mouvement pour la personne équipée, sans perte de données et sans contraindre cette personne à rester dans un espace défini, à l'inverse du système optoélectronique. Dans le cas de système sans fil, une distance maximale de 10-15 mètres avec la station doit, en règle générale, être respectée [50], à l'exception de certains capteurs possédant une grande capacité de stockage interne [51].

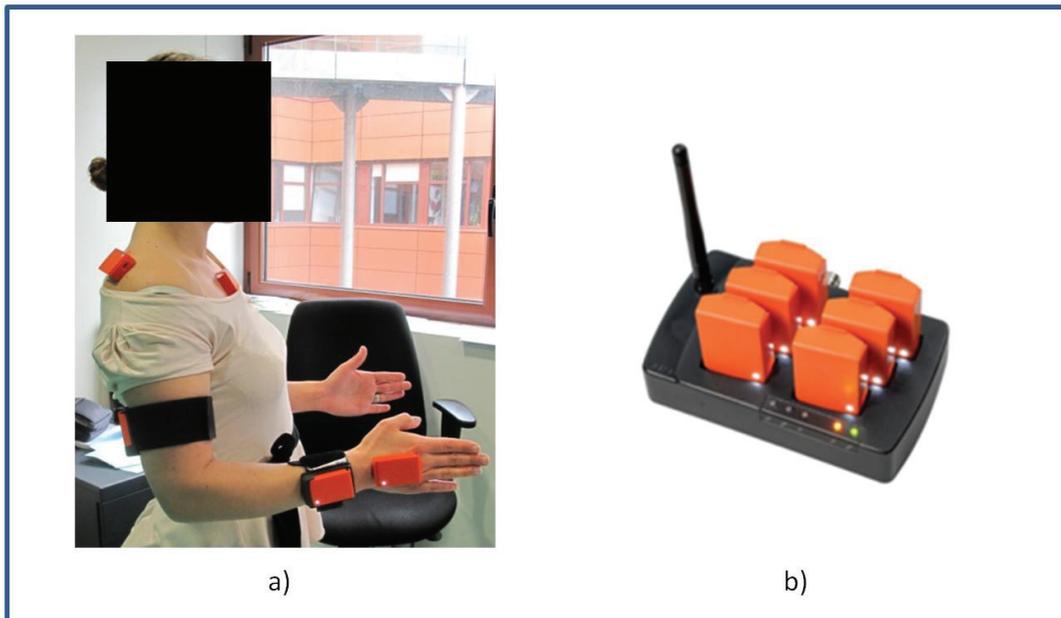


Figure 15 : Capteurs inertiels positionnés sur le sujet (a), station réceptrice et de recharge (Capteurs MTw, Xsens) (b)

1.3.5.2 Présentation technique

D'un point de vue technologique, le capteur inertiel se compose de plusieurs capteurs élémentaires : un accéléromètre 3D, un gyroscope 3D voire un magnétomètre 3D.

L'accéléromètre renseigne sur les accélérations linéaires subies par le capteur inertiel, incluant la gravité. Il peut directement être utilisé pour des mesures d'inclinaison (du bras ou du torse par exemple) [22], [52], mais uniquement dans des conditions quasi-statiques [53]. De plus, il ne fournit pas d'informations sur les mouvements réalisés autour de l'axe vertical [46]. Le gyroscope est sensible aux variations de vitesse angulaire du capteur inertiel mais est sujet à des effets de dérive (augmentation de l'erreur dans le temps) quand cette vitesse est intégrée pour obtenir des informations d'angle [54]. Le magnétomètre mesure un champ magnétique et peut donc détecter, telle une boussole, le nord magnétique terrestre. Ce dernier peut ainsi apporter une source d'information concernant les mouvements effectués autour de l'axe vertical, en l'absence d'éléments ferromagnétiques dans son environnement proche [55], [56].

Les données brutes des capteurs inertiels peuvent directement être utilisées afin de mesurer les vitesses angulaires et les accélérations linéaires des segments corporels sur lesquels les capteurs sont positionnés. Les vitesses angulaires correspondent directement aux données de sortie des gyroscopes tandis que la détermination des accélérations linéaires d'un point

du segment corporel (soit le centre du capteur inertiel) ne peut se faire qu'en ayant soustrait la composante gravitationnelle provenant des accéléromètres [57].

Le capteur inertiel peut également mesurer son orientation spatiale, élargissant ainsi le périmètre d'étude de la cinématique humaine à l'estimation des angles articulaires et des positions segmentaires (non sans l'association de différentes étapes de modélisation, ceci sera présenté dans la suite du document). L'orientation 3D des capteurs inertiels peut être calculée de différentes façons [27], [33], [46], [57], [58]. Les deux façons les plus répandues dans la littérature sont l'association de données provenant d'accéléromètres et de gyroscopes ou l'association de données provenant d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres.

Associer l'utilisation d'accéléromètres aux gyroscopes permet de réduire considérablement les problèmes de dérive du gyroscope et ainsi de déterminer l'orientation spatiale du capteur inertiel dans deux dimensions de l'espace. En effet, l'orientation autour de l'axe vertical reste sujette aux effets de dérive [46], [56]. Cet axe vertical est couramment mentionné dans la littérature et dans les documents techniques des capteurs inertiels [50], comme l'axe du « Yaw » ou l'angle de « Heading » (langage propre à la navigation). Lorsque l'orientation 3D du capteur inertiel est recherchée, il est alors nécessaire d'utiliser une troisième source d'information afin de contrecarrer l'imprécision autour de l'axe vertical. Dans le cas de nombreux capteurs inertiels, cette information est apportée par la direction du Nord magnétique terrestre mesuré par un magnétomètre 3D. L'inconvénient, déjà mentionné, du magnétomètre est sa sensibilité aux perturbations magnétiques environnantes. Malgré les propositions innovantes présentées dans différents travaux scientifiques pour substituer le rôle du magnétomètre, telles que l'utilisation d'un potentiomètre [26], [27], d'une direction de marche [59], de contraintes anatomiques [46], voire de processus d'optimisation globale [60], l'utilisation de magnétomètre reste à ce jour la solution jugée la plus satisfaisante par la majorité des équipes de recherche [56], [61]–[66].

L'association des informations provenant d'accéléromètre 3D, de gyroscope 3D et de magnétomètre 3D des capteurs inertiels se fait par l'utilisation d'un algorithme de fusion de données. Le principe de cet algorithme est d'estimer puis corriger les biais/dérives de chacun des capteurs élémentaires en utilisant les informations des autres capteurs. L'algorithme de fusion le plus généralisé est le filtre de Kalman, originellement proposé par Kalman et al., en 1960 [67]. Depuis, un grand nombre d'algorithmes dédiés aux capteurs inertiels ont été proposés par la communauté scientifique [54], [56], [57], [62], [68], [69].

Plusieurs études dans la littérature se sont intéressées à la précision angulaire des capteurs inertiels, rapportant une précision de l'ordre de 3-5° lors d'essais dynamiques [70]–[72]. Pour le calcul des angles articulaires, la précision rapportée est du même ordre de grandeur (2-4°), lorsqu'une autre technologie non-invasive est prise pour référence [32], [33], [49], [73]. Les récents travaux de Lebel et al. [74] réalisés en 2015, mettent toutefois en avant une

diminution de la précision angulaire des capteurs inertiels au cours du temps et suggèrent aux constructeurs une amélioration de la compensation des perturbations magnétiques et de l'alignement spatial de différents capteurs afin d'atteindre un plein potentiel d'utilisation de cette technologie.

Pour résumer, un capteur inertiel renseigne sur ses paramètres cinématiques tels que sa vitesse, son accélération, son orientation 3D (figure 16).

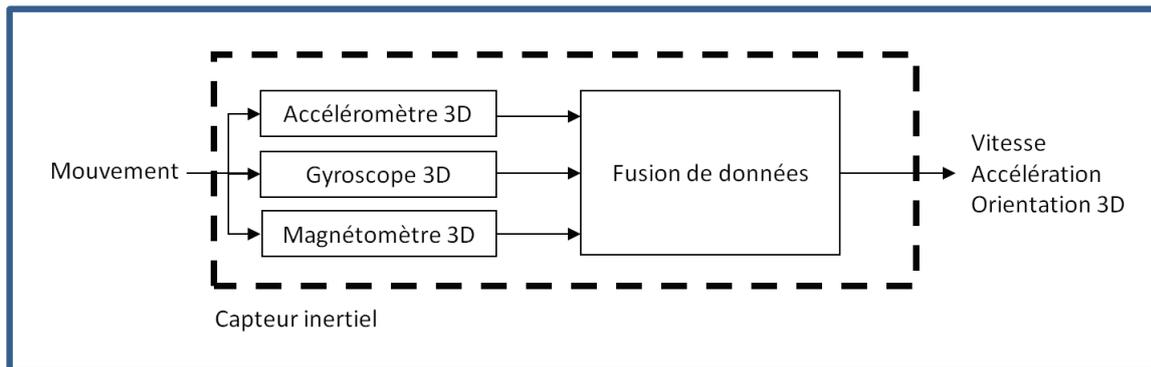


Figure 16 : Schéma simplifié d'un capteur inertiel

Pour la suite du document, l'orientation technique 3D des capteurs inertiels sera supposée calculée à partir de l'utilisation conjointe d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres. En d'autres termes, ce travail de thèse ne s'intéressera pas en détail aux algorithmes de fusion de données. Lors des expérimentations (cf. chapitre 3), c'est la méthode de fusion de données proposée par le constructeur des capteurs qui sera directement utilisée.

1.3.5.3 Capteurs inertiels et prévention au travail

Des équipes de recherche présentes dans des instituts de prévention au travail tels que l'IFA en Allemagne (Institut für Arbeitsschutz), l'IRSST au Canada (Institut de recherche Robert Sauvé en Santé et Sécurité au Travail) et l'INAIL en Italie (Assicurazione contro gli Infortuni sul Lavoro), s'intéressent au potentiel d'utilisation des capteurs inertiels pour l'évaluation des postures et des mouvements du corps humain, à des fins de prévention des TMS. Depuis une quinzaine d'années, l'IFA développe son propre système ambulateur CUELA [26], [56], [75] (figure 17-a). Ce système permet d'estimer la posture du corps entier, tout en renseignant sur le niveau de vibrations perçu par le système. L'IRSST a d'abord développé son propre algorithme de fusion de données à partir de capteurs inertiels commercialisés, avant de s'orienter plus récemment vers un algorithme de fusion proposé sur le marché. Ce

système est dédié à l'évaluation des charges du dos [25], [27] (figure 17-b). Porté par les travaux de Cutti et al. [33], l'INAIL a proposé en 2008 un modèle cinématique dédié à l'analyse du mouvement des articulations du coude et de l'épaule suivant le protocole ISEO (INAIL Shoulder and Elbow Outpatient) (figure 17-c).

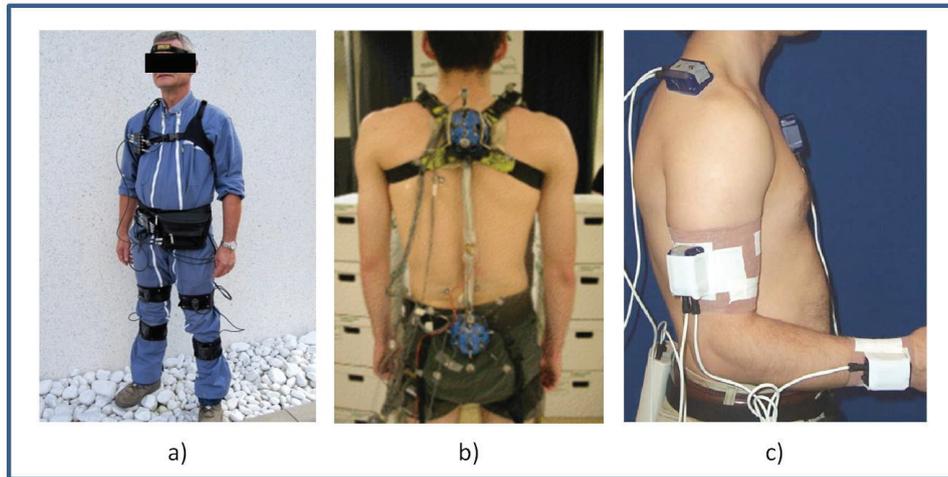


Figure 17 : Présentation des systèmes ambulatoires utilisant des capteurs inertiels développés/utilisés par les instituts de prévention au travail de l'IFA en Allemagne (a), l'IRSST au Canada (b) et l'INAIL en Italie (c)

Le projet européen COGNITO [76] s'est intéressé à cette même problématique de prévention au travail. Entrepris de 2010 à 2012 et regroupant des équipes allemandes, anglaises, française et portugaise, ce projet portait sur l'élaboration d'un système ambulateur utilisant des capteurs inertiels pour l'évaluation et l'accompagnement de la gestuelle du membre supérieur en milieu professionnel. L'opérateur équipé des capteurs inertiels (et d'un électro-goniomètre) disposait d'un feedback en temps-réel (lunettes de réalité augmentée) comprenant des informations de postures à ne pas dépasser et d'aide à la réalisation de tâches [77].

Les travaux d'Alvarez et al. [78], datant de 2012, entrepris par l'Université de Gijon en collaboration avec l'institut de prévention espagnol FREMAP (Mutua de Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales de la Seguridad Social), ont également porté sur l'évaluation des mouvements du membre supérieur à partir de capteurs inertiels. Des tests expérimentaux ont notamment été effectués dans les domaines de la grande distribution et de la découpe de viande.

Enfin, outre les instituts de prévention au travail, peuvent également être listées d'autres équipes de recherche telles que l'Université d'Essex au Royaume-Uni ou l'Ecole Polytechnique de Lausanne en Suisse qui développent également leur propre système ambulateur utilisant des capteurs inertiels, respectivement pour l'étude du membre supérieur [12, 40] et du genou [18, 34].

1.3.5.4 Dénominations des capteurs inertiels

Au sein de la littérature scientifique, la technologie des capteurs inertiels peut être retrouvée sous les dénominations suivantes :

- IMU : Inertial Measurement Unit [46], [77], [79]
- I(M)MU : Inertial (and Magnetic) Measurement Unit [60]
- MIMU : Magnetic and Inertial Measurement Unit [72]
- IMMS : Inertial and Magnetic Measurement System (pour un ensemble de capteurs inertiels) [33], [63]
- MARG sensors : Magnetic, Angular Rate and Gravity sensors [34], [64]
- AARM sensors : Acceleration, Angular Rate and Magnetic sensors [53]
- AHRS : Attitude and Heading Reference System [74]

Dans la suite du document, l'acronyme MIMU sera utilisé pour définir les capteurs inertiels.

1.4 Concepts de cinématique

Afin d'obtenir des informations d'angles articulaires et de positions segmentaires, il est nécessaire d'associer aux données de sortie d'orientation 3D des MIMU, différentes étapes de modélisation cinématique.

Dans un premier temps, des concepts de cinématique seront introduits. Ces concepts seront présentés à partir de l'utilisation du système optoélectronique, qui correspond à la technologie de référence en analyse du mouvement et qui est une des deux technologies utilisées dans ce travail de thèse. Dans un second temps, seront présentées les spécificités associées à la technologie des capteurs inertiels pour l'étude cinématique du membre supérieur.

1.4.1 Introduction

L'étude de la cinématique du mouvement humain à partir du système optoélectronique, soit à partir de marqueurs cutanés (non invasifs), se base sur l'hypothèse que tout segment corporel peut s'apparenter à un corps rigide et que, par conséquent, les marqueurs positionnés sur ce segment subissent le même mouvement (théorie des corps rigides), représentatif du mouvement du squelette [31]. En utilisant un minimum de trois marqueurs non colinéaires sur un même segment, il est possible d'en déterminer le mouvement tridimensionnel. En plaçant ces trois marqueurs sur des points anatomiques précis, basés sur des recommandations internationales par exemple, il est possible d'exprimer la cinématique des articulations d'un point de vue anatomique, i.e. flexion/extension, abduction/adduction, rotation interne/externe.

Pour modéliser le mouvement humain et l'exprimer d'un point de vue anatomique, l'utilisation d'un « marker set » (jeu de marqueurs) spécifique et d'un modèle cinématique associé est nécessaire. Strutzenberger et al. [80], se basant sur les travaux de Charlton et al. [81], expliquent qu'une multitude de marker sets et de modèles cinématiques existent à ce jour, chacun pouvant différer en termes de positionnement de marqueurs, de variables mesurées, de degrés de liberté assignés aux articulations, de références anatomiques ou techniques, de conventions des angles articulaires et de terminologie [82], [83].

De façon générale, l'étude de la cinématique articulaire du corps humain peut se décomposer en trois étapes consécutives :

- la détermination de différents axes segmentaires basés sur l'anatomie morphologique, posturale ou fonctionnelle,

- l'association d'une représentation segmentaire, c'est-à-dire le plus généralement un repère orthogonal direct,
- puis la définition d'une représentation articulaire, le plus généralement une séquence d'angles d'Euler.

1.4.2 Standardisation de l'analyse du mouvement

En 2005, l'International Society of Biomechanics (ISB) a publié ses recommandations en termes de définition des systèmes de coordonnées segmentaires pour les articulations de l'épaule, du coude, du poignet et de la main [84]. L'objectif de ces recommandations, existant aussi pour le membre inférieur [85], est de standardiser l'analyse du mouvement des articulations du corps humain pour permettre la comparaison des résultats et faciliter la communication entre chercheurs autour d'objets scientifiques communs. Une grande majorité d'équipes de recherche suit ces recommandations [63], [86]–[89]. Les standards ISB incluent les trois étapes de modélisation mentionnées précédemment : la détermination des axes segmentaires à partir de points anatomiques, suivie d'une définition des représentations segmentaire et articulaire associées.

1.4.3 Détermination des axes segmentaires

Si l'on reprend les travaux de Charlton et al. [81], trois catégories de modélisation peuvent être définies :

- placement de marqueurs anatomiques (« landmark specific marker placement »),
- cluster de marqueurs avec une calibration technique-anatomique (« marker clusters with technical-anatomical calibration »)
- estimation d'axes et de centres articulaires fonctionnels (« estimation of functional joint centers and axes »).

Ces trois catégories se distinguent par une approche différente dans la définition (ou la mesure) des axes segmentaires. Elles peuvent tout à fait faire appel, par la suite, à des représentations segmentaire ou articulaire similaires.

1.4.3.1 Placement de marqueurs anatomiques

L'utilisation de cette approche consiste à placer des marqueurs sur des points anatomiques précis, dénommés ALs [30] ou BLMs [63] dans la littérature, respectivement pour Anatomical

Landmarks et Bony Landmarks, à partir desquels la géométrie des os et des axes segmentaires sera déterminée (figure 2). On parle alors de définir des repères segmentaires SFs (Segment Frames) associés à chacun des segments corporels [4]. Ces SFs correspondent à l'association de trois vecteurs (perpendiculaires entre eux) créés à partir des ALs, chaque vecteur ayant une orientation anatomique spécifique. Parmi les modèles se basant sur cette approche, nous retrouvons la représentation proposée par l'ISB [84] ainsi que le « Newington Hospital Helen Hayes model » originellement créé pour l'étude de la marche dans les années 1990 [27, 28]. Ce dernier est très utilisé (notamment dans le modèle Plug-in Gait de Vicon) et ce, malgré sa dépendance vis-à-vis du placement des marqueurs et sa sensibilité aux mouvements de la peau (artéfacts de tissus mous) [4, 29, 30].

1.4.3.2 Cluster de marqueurs avec une calibration technique-anatomique

Comparée à la catégorie précédente, celle-ci nécessite un placement de marqueurs moins strict mais fait appel à une procédure de calibration anatomique supplémentaire. Le placement des marqueurs, sans signification anatomique particulière, permet de choisir des zones anatomiques moins affectées par les mouvements de la peau. A partir de ces marqueurs qui composent un « cluster de marqueurs » sur chaque membre (figure 15), des repères dits techniques TFs (Technical Frames) et non anatomiques peuvent être calculés et associés à chaque segment corporel. L'utilisation de marqueurs supplémentaires sur des points anatomiques précis ALs est utilisée lors d'une phase de calibration anatomique et uniquement lors de cette phase. Cette calibration anatomique statique permet d'enregistrer les positions relatives des ALs par rapport aux TFs et permet ainsi la reconstruction des SFs (repères segmentaires) pendant les essais en mouvement [30], [86], [89], [90]. La méthode proposée par la clinique de Cleveland (Motion Analysis Corp, Santa Rosa, USA) et la technique de calibration « CAST » proposée par Cappozzo et al. [30] puis étendue par Cappello et al. [91] sont parmi les méthodes les plus répandues de cette catégorie.

Lors de la mise en œuvre de ces méthodes, l'utilisation de marker clusters rigides (ou rigidifiés) permet de supprimer (ou de limiter) les déformations internes du cluster de marqueurs. Ainsi, différents supports existent tels que les plaques rigides, les bandes avec attaches velcro (figure 18) ou encore des supports « arbres » (marker trees).

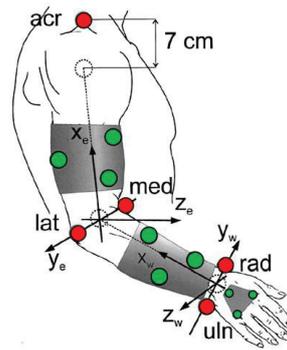


Figure 18 : ALs (en rouge) et marker clusters TFs (surface grise et marqueurs verts) (adaptée de [90])

1.4.3.3 Estimation d'axes et de centres articulaires fonctionnels

Un autre courant présent au sein de la littérature s'intéresse, non pas à la modélisation du mouvement basée sur des informations purement anatomiques (comme préconisée par l'ISB) mais à une modélisation basée sur des méthodes fonctionnelles (mouvements fonctionnels demandés au sujet) et donc sur des informations spécifiques à chaque sujet [33], [63], [92]. Kontaxis et al. [93] présentent les méthodes fonctionnelles comme plus représentatives du mouvement articulaire réel comparées aux méthodes dites anatomiques (ISB) car elles permettent notamment de limiter le phénomène de « cross-talk ». Ce terme de « cross-talk » correspond au fait qu'un mouvement articulaire dit « pur » (par exemple la flexion du poignet) peut être interprété comme un mouvement avec des couplages articulaires (combinant flexion, abduction et pronation simultanées du poignet) si aucun des axes de rotation définis par le modèle n'est aligné avec l'axe de rotation représentatif du degré de liberté fonctionnel de l'articulation. Cette recherche de limitation du phénomène de « cross-talk », à travers l'exploration de méthodes fonctionnelles, répond à la volonté scientifique de rendre l'information de mouvement cliniquement interprétable.

Notons que, tout comme les méthodes utilisant une calibration technique-anatomique, les méthodes fonctionnelles offrent la possibilité d'utiliser des clusters de marqueurs et donc de privilégier un emplacement qui limite l'apparition d'artéfacts de tissus mous [94] (cf partie 2.4.6).

1.4.4 Représentation segmentaire

Que ce soit à partir de points anatomiques (comme préconisé par l'ISB), de calibration technique-anatomique ou de mouvements fonctionnels, l'objectif de ces méthodes reste le même : représenter, au plus proche de sa réalité, chaque segment corporel étudié. Cela

passer par la définition d'axes segmentaires. L'association de plusieurs axes segmentaires correspond à définir des repères segmentaires, on parle alors de représentation segmentaire.

Dans la littérature, plusieurs représentations segmentaires peuvent être recensées. La plus généralisée (celle proposée par l'ISB) consiste à représenter un segment corporel par une origine et un triplet d'axes forcés à être perpendiculaires entre eux et direct ; on parle alors de repère segmentaire orthogonal ou orthonormé une fois que les normes vectorielles sont rendues unitaires (figure 19).

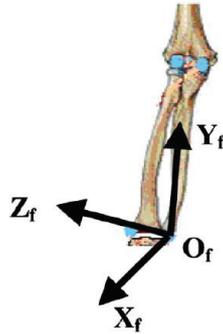


Figure 19 : Définition du repère segmentaire de l'avant-bras par l'ISB
[84]

Plus récemment, Cutti et al. [33] ont proposé d'associer deux repères segmentaires orthonormés pour le segment bras, un distal et un proximal. En fonction de l'articulation étudiée (distale soit le coude, proximale soit l'épaule), le repère segmentaire correspondant sera utilisé (figure 20). Aucune origine n'est associée aux repères car ces travaux se focalisent uniquement sur l'expression d'angles articulaires et non sur l'estimation de positions segmentaires.

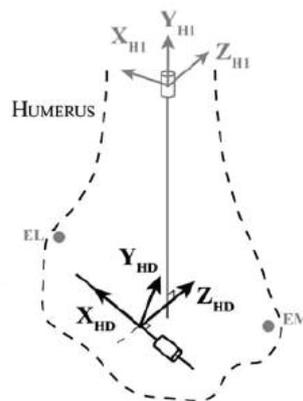


Figure 20 : Définition des repères segmentaires distal ($X_{HD}Y_{HD}Z_{HD}$) et proximal ($X_{H1}Y_{H1}Z_{H1}$) du bras par Cutti et al.

[33]

D'autres auteurs ont proposé une représentation segmentaire dite en coordonnées naturelles. Elle consiste à représenter un segment corporel par deux points (distal et

proximal) et deux axes non perpendiculaires entre eux [95] (figure 21). La conservation des axes non perpendiculaires offre une certaine flexibilité de représentation. En effet, bien qu'il soit nécessaire de définir des repères orthonormaux pour tout futur calcul de géométrie spatiale et de cinématique, ceux-ci peuvent être définis en tenant compte des axes segmentaires et de l'articulation que l'on souhaite prioriser. En d'autres termes, cela correspond à la proposition de représentation de Cutti et al. [33] consistant à associer deux repères segmentaires, un distal et un proximal, à chaque segment corporel. La représentation des deux points, distal et proximal, qui définissent un chaînon segmentaire autorise, de plus, une étude en cinématique directe (estimation des positions segmentaires).

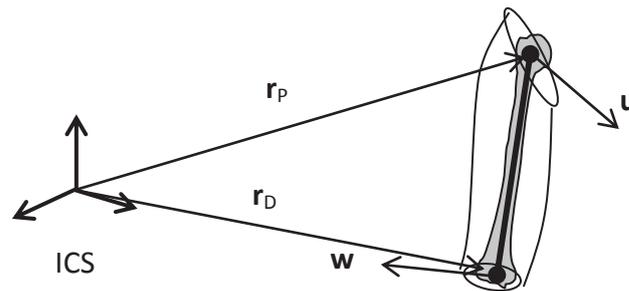


Figure 21 : Représentation en coordonnées naturelles du segment bras d'après Dumas et al. [95]

Détails : r_P , r_D , u , w étant respectivement les points proximal et distal et les vecteurs normal au plan frontal et de flexion du coude, exprimés dans le repère global ICS

1.4.5 Représentation articulaire

Une fois la représentation segmentaire établie, il s'agit de définir les variables décrivant le mouvement d'une articulation, on parle alors de représentation articulaire. Cette définition consiste à représenter le mouvement relatif existant entre les segments distal et proximal à l'articulation. Différents méthodes de représentation existent comme les quaternions, les matrices de rotation homogènes, la méthode Denavit-Hartenberg, les angles d'Euler ou encore une visualisation globographique [96]. Ceci étant, la représentation en angles d'Euler est fortement généralisée au sein de la communauté scientifique et ce, principalement car elle autorise une interprétation des données angulaires finales (contrairement aux quaternions et aux matrices de rotation, par exemple).

La méthode de calcul des angles d'Euler consiste à représenter le mouvement relatif des deux segments comme une succession de trois rotations élémentaires autour d'axes connus. Ces axes peuvent appartenir à un même repère segmentaire, par exemple le repère du segment proximal, on parle alors d'axes fixes. Ils peuvent également appartenir à différents repères segmentaires, comme proposés par Grood & Suntay [97], on parle alors d'axes

mobiles. Le concept de « Joint Coordinate System » (JCS), introduit par Grood & Suntay [97], est notamment repris par l'ISB (figure 22). Il consiste à représenter le mouvement articulaire comme étant une succession de trois rotations élémentaires autour des axes suivants :

- Axe 1 : axe appartenant au segment proximal
- Axe 2 : axe dit « flottant » (imposé perpendiculaire aux axes 1 et 3)
- Axe 3 : axe appartenant au segment distal

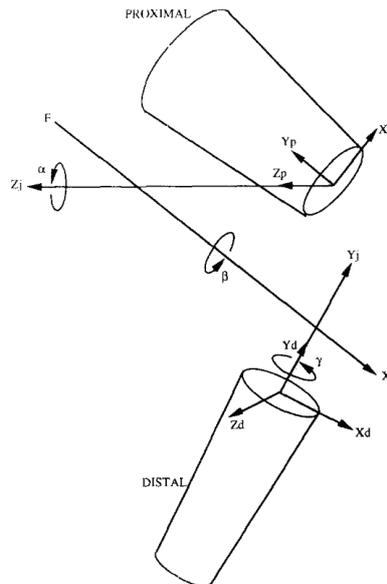


Figure 22 : Représentation du concept de JCS proposé par Grood & Suntay [97], illustré pour l'articulation du genou par Wu & Cavanagh [98]

Au sein des recommandations de l'ISB et ce, pour la plupart des articulations, l'axe 1 correspond généralement à l'axe de flexion-extension du segment proximal ($Z_j = Z_p$ sur la figure 19) et l'axe 3 généralement à l'axe longitudinal du segment distal ($Y_j = Y_d$ sur la figure 19). L'axe 2, dit « flottant », n'a aucune signification anatomique puisqu'il est imposé perpendiculaire aux axes 1 et 3 (la représentation en angles d'Euler impose l'utilisation de trois vecteurs perpendiculaires deux à deux).

La méthode des angles d'Euler possède néanmoins certaines limites de calcul et de représentation comme la non-commutativité et la présence de singularités. La non-commutativité s'exprime par le fait qu'un changement dans l'ordre de la séquence d'Euler (XYZ ou XZY ou ZXY, ...) entraîne un tout autre résultat sur les données angulaires finales. Les singularités sont nommées « gimbal lock » pour « blocage de cardan » et correspondent à une indétermination des angles d'Euler lorsque la rotation autour de l'axe 2 (flottant) s'approche des valeurs angulaires -90° et $+90^\circ$ (figure 23).

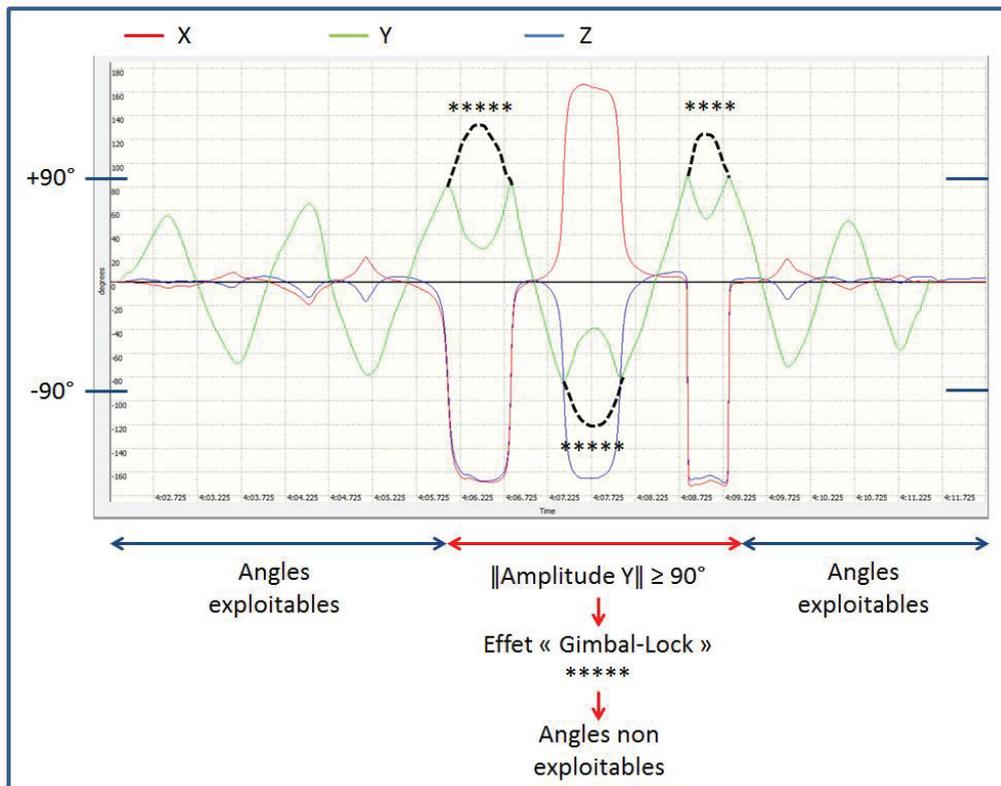


Figure 23 : Effet « Gimbal Lock » observé lors d'un mouvement de rotation quasi-pure autour de l'axe Y (courbe verte)

Détails : Angle (°) en ordonnées, temps en abscisse. Cet axe Y correspond à l'axe 2 de la séquence Euler utilisée. (Illustration tirée du logiciel MT Manager de Xsens)

Sur la figure 23, les trajectoires en pointillés noirs correspondent au pattern de mouvement réellement réalisé autour de l'axe 2 (Y). On constate (1) un non-respect du pattern en Y, ne pouvant dépasser l'amplitude de 90°, (2) et des valeurs angulaires en X et Z aberrantes de $\pm 180^\circ$, alors qu'aucune rotation autour de ces deux axes n'a été effectuée.

La question est donc de savoir quelle séquence d'Euler est la plus appropriée selon l'articulation à étudier, en tenant compte de l'axe à prioriser (en le mettant en axe 1), de l'axe à négliger (en le mettant en axe 2) et des amplitudes de mouvement réalisées par l'articulation (pour éviter l'apparition de « gimbal lock »).

Au vu de ces questionnements, le choix de la séquence d'axes de rotation préconisé par l'ISB peut être encore discuté pour certaines articulations [93], [99]–[102].

Concernant l'articulation du coude, la séquence ZXY de l'ISB n'est, à la connaissance de l'auteur, pas remise en cause par la communauté scientifique (axe 1 de flexion/extension, axe 3 de rotation interne/externe (prono-supination)). Remarque : le degré de liberté de pronosupination (propre à l'avant-bras) est attribué à l'articulation du coude et non au poignet. La séquence ZXY de l'ISB pour l'articulation du poignet est cohérente compte tenu des amplitudes de mouvement des différents degrés de liberté car elle fait correspondre

l'axe flottant au mouvement d'abduction/adduction qui est d'amplitude limitée ; évitant ainsi toute apparition d'effet « gimbal lock ». Cependant, elle néglige le mouvement d'abduction/adduction du poignet alors même qu'il représente l'un des deux DDLs de cette articulation, le mouvement de pronosupination n'étant pas attribué au poignet mais à l'articulation du coude. Cette réflexion a notamment été mise en avant pour l'articulation de la cheville dont le raisonnement est analogue à l'articulation du poignet [99], [103].

Concernant l'articulation de l'épaule (huméro-thoracique), aucune séquence d'angle ne garantit l'absence de singularité, au vu de sa grande mobilité de mouvement sur ses trois degrés de liberté (DDLs). La séquence recommandée par l'ISB (YXY'') propose une description du mouvement en trois angles correspondant au plan d'élévation du bras (angle 1), à l'élévation du bras dans ce plan (angle 2) et à un angle de rotation interne/externe (angle 3). Pour illustrer cette description, lorsque l'angle définissant le plan d'élévation du bras (angle 1) est de 0° ou de 90°, le bras effectue respectivement un mouvement d'abduction/adduction pure ou de flexion/extension pure, dont l'amplitude est alors décrite par l'angle 2. L'inconvénient de cette séquence d'angles est la présence de singularités, non pas à +/- 90° mais à 0° et 180°. Dans des travaux de 2006, Senk & Chèze [100] se sont penchés spécifiquement sur la question du choix de la séquence d'angles pour l'articulation huméro-thoracique. Ils ne préconisent non pas une unique séquence à utiliser, mais un choix de séquence basé sur le type de mouvement d'épaule à observer (ex : XZY est à privilégier pour un mouvement d'abduction observé). Dans leurs travaux de 2009, Kontaxis et al. [93] émettent des recommandations similaires.

D'autres points de discussion au sein de la littérature peuvent être recensés tel que le choix de la séquence d'axes de rotation pour l'articulation de la trapézo-métacarpienne [101], [102], ou encore la définition du zéro des angles articulaires, notamment sur le complexe de l'épaule [104]. En effet, concernant ce dernier cas, l'alignement en position de référence des axes du segment distal sur les axes du segment proximal peut être effectué de différentes façons : en se basant sur les axes du thorax, de l'omoplate ou de l'humérus [105] ; aucune recommandation n'est pour le moment statuée au sein de la littérature.

1.4.6 Les artéfacts de tissus mous

Lors de toute utilisation de technique d'analyse du mouvement non invasive, i.e. à partir de marqueurs/capteurs positionnés à même la peau ou sur des supports rigides intermédiaires, d'importants artéfacts dus à la contraction musculaire et au glissement de la peau (appelés STA pour Soft Tissue Artefact) sont présents [94]. Ces STA correspondent aux mouvements existants entre les marqueurs et l'os sous-jacent, des mouvements inter-marqueurs et entraînent donc une erreur dans le mouvement final enregistré. A titre d'exemple, l'erreur causée par les STA peut atteindre respectivement jusqu'à 10%, 20% et 100% de l'amplitude

du mouvement réel lors de flexions/extensions, abductions/adductions et rotations internes/externes du genou [106]. Plus récemment, Cutti et al. ont rapporté une erreur moyenne comprise entre 7% et 9% de l'amplitude du mouvement réel lors de rotations axiales de l'humérus [107].

Comme présenté précédemment, si le protocole d'expérimentation le permet, il est recommandé de positionner les marqueurs (ou capteurs) aux endroits anatomiques les plus dépourvus de STA, c'est-à-dire éloignés des zones articulaires [30], [108], [109]. Ainsi, l'utilisation de marker clusters rigides (ou de capteurs) peut être privilégiée car leur emplacement sur les segments corporels peut, en règle générale, être choisi et car leur déformation interne est minimisée grâce à la rigidité du support [90]. Malgré cet avantage, ils ne garantissent pas pour autant une liaison à l'os parfaite car ils pourraient introduire un artefact de mouvement systématique dû à leur propre inertie [94].

Outre un positionnement judicieux de marqueurs/capteurs, différentes techniques de minimisation et de compensation de ces erreurs, tant au niveau des déformations internes que des mouvements rigides causés par les STA, sont proposées dans la littérature [94]. Elles peuvent être divisées en trois catégories. Première possibilité, un « calibrage multiple » peut être réalisé telle que la méthode CAST [4] ou une technique de calibration dynamique [110]. Une deuxième possibilité correspond à effectuer un « recalage aux moindres carrés » (ou optimisation mono-segmentaire), on retrouve notamment une procédure de solidification [111] ou de « point cluster » utilisant un nombre significatif de marqueurs [112]. Enfin, une technique d'optimisation globale (ou optimisation multi-segmentaire) peut être utilisée [109].

A noter que de récents travaux ont montré que les mouvements de STA pouvaient majoritairement être considérés comme un mouvement en bloc du cluster de marqueurs par rapport à l'os et donc que des procédures de type « recalage aux moindres carrés » ne devenaient plus justifiées [113].

1.5 Représentation cinématique du membre supérieur à partir de capteurs inertiels

Il est important de comprendre que les concepts de représentation cinématique présentés précédemment valent également pour l'utilisation des capteurs inertiels (MIMU).

Premièrement, comme toute technologie non invasive, les MIMU subissent les effets des STA (artéfacts de tissus mous), leur positionnement sur les segments corporels ne doit donc pas être négligé.

Deuxièmement, l'étude de la cinématique articulaire du membre supérieur via cette technologie se compose également des trois étapes que sont la détermination des axes segmentaires, l'association d'une représentation segmentaire puis d'une représentation articulaire. La spécificité de représentation cinématique liée aux capteurs inertiels réside dans l'étape de détermination des axes segmentaires. En effet, les données de sortie de cette technologie sont différentes de celles du système optoélectronique : à savoir des orientations 3D en lieu et place des positions 3D. Une fois les axes segmentaires déterminés, les étapes d'association d'une représentation segmentaire et d'une représentation articulaire ne dépendent plus de la technologie utilisée et peuvent donc être communes aux capteurs inertiels et au système optoélectronique.

Troisièmement, contrairement au système optoélectronique, la spécificité des données de sortie des capteurs inertiels (orientation 3D) rend difficile l'estimation de positions 3D. Lorsque les positions segmentaires sont par exemple recherchées, une chaîne cinématique doit alors être associée à cette technologie.

Ainsi, cette partie bibliographique se scinde en trois parties distinctes :

- Positionnement des capteurs inertiels
- Détermination des axes segmentaires
- Estimation des positions segmentaires

1.5.1 Positionnement des capteurs inertiels

Il est indispensable que chaque capteur soit rigidement attaché au segment corporel auquel il est associé. Ainsi, l'information mesurée par celui-ci pourra s'apparenter aux informations du segment sur lequel il est attaché. Comme déjà présenté en amont, ceci est vrai à un phénomène près : la présence d'artéfacts de tissus mous (STA) dus aux contractions musculaires et au glissement de la peau.

Afin de limiter au maximum la présence des STA, le positionnement des capteurs inertiels sur les segments corporels du membre supérieur ne doit pas être négligé. Au sein de la littérature scientifique, différentes propositions de positionnement de capteurs peuvent être recensées pour l'étude cinématique du membre supérieur. Le tableau 1 propose une synthèse de seize études [9], [33], [46], [56], [58], [63]–[66], [77], [78], [114]–[117], [118].

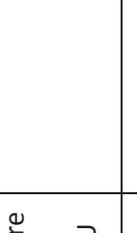
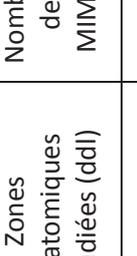
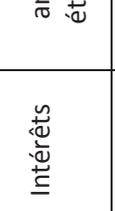
Concernant les segments thorax et avant-bras, quasiment aucune différence de positionnement n'a été constatée parmi les études recensées. Un positionnement de capteur sur la partie plate du sternum et sur la partie dorsale et distale de l'avant-bras (proche du poignet) est utilisé.

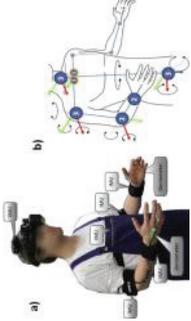
Concernant le segment bras, chaque étude utilise un emplacement qui lui est propre. Pour la hauteur de l'emplacement sur le segment, la majorité des auteurs utilise un emplacement distal (proche du coude) ; hormis Cutti et al. [33] qui préconisent un emplacement au milieu du segment bras. Concernant la latéralité de l'emplacement, certains auteurs placent le capteur sur la partie postérieure du bras, i.e. en arrière du bras [58], [114], d'autres sur la partie latérale du bras [46], [63], [117] ou même sur la partie latérale et légèrement postérieure du bras [33]. Il est important d'ajouter que tous les travaux recensés se contentent de décrire l'emplacement du capteur utilisé sans en expliquer la raison. Seuls Cutti et al. [33] et Coley et al. [58] justifient leur choix afin « de minimiser les artéfacts de tissus mous ».

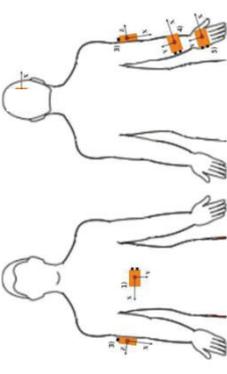
Concernant le segment main, les différentes études recensées ([35], [64], [65], [78]) utilisent un positionnement du capteur sur la partie dorsale de la main. Compte-tenu de la forme et de la petite taille de ce segment corporel, cet emplacement de capteur apparaît évident.

Concernant le segment scapula, les travaux de Cutti et al. [33] ont exploré cette possibilité, en positionnant le capteur aligné avec le bord cranial de l'épine scapulaire, au milieu de la scapula. Il est toutefois important de préciser que les mouvements de ce segment corporel sont très difficilement mesurables et ce, pour toute technologie non-invasive utilisée, du fait de la présence d'importants STA [119]–[121]. De récents travaux de van den Noort et al. [122], à paraître en publication fin 2015, ont justement montré que le positionnement d'un MIMU directement sur la peau (tel que proposé par Cutti et al. [33]) sous-estime fortement le mouvement de tilt antéro-postérieur de la scapula. Ils proposent l'utilisation d'un système supplémentaire (scapula locator) pour limiter cette erreur de mesure.

Tableau 1 : Positionnement des capteurs inertiels utilisés dans la littérature

Etudes	Intérêts	Zones anatomiques étudiées (ddl)	Nombre de MIMU	Positionnement des MIMU	Photos
Zhou et al., 2006c [115] Zhou et al., 2007 [116]	MP + PS	Hum-thor (3tr+3rot) Elbow (1rot)	2	BRAS : « à environ 5 cm de l'articulation du coude » AVANT-BRAS : « à une distance de 2 cm de l'articulation du poignet »	
Zhou et Hu, 2010 [117]	MP + PS	Epaule fixe (x) Coude (x)	2	BRAS : « sur la partie latérale, sur une ligne entre l'épicondyle latéral et le processus acromial » AVANT-BRAS : « à 1 cm de l'articulation du poignet, sur la face palmaire »	
Coley et al., 2007 [58]	MP + basic OS	Mouvements du bras (3rot)	1	BRAS : « sur la partie distale et postérieure de l'humérus »	 2007  2008
Coley et al., 2008 [114]	MP	Élévation du bras (1rot)	1	BRAS : « sur la partie distale et dorsale de l'humérus »	
Luinge et al., 2007 [46]	MP + AA	Coude (2rot)	2	BRAS : « sur la partie latérale du bras, proche du coude » AVANT-BRAS : « sur la partie dorsale de l'avant-bras, proche du poignet »	
Cutti et al., 2008 [33]	AA	Scap-Thor (3rot) Hum-Thor (3rot) Coude (2rot)	4	STERNUM : « sur la partie plate du sternum » SCAPULA : « aligné avec le bord cranial de l'épine scapulaire, sur le tiers central de la scapula » BRAS : « sur le tiers central de l'humérus, légèrement en postérieur » AVANT-BRAS : « la base du capteur est positionnée sur la partie plate distale du radius et de l'ulna » *	

Parel et al., 2012 [9]	AA	Scap-Thor (3rot)	3	<p>STERNUM SCAPULA BRAS</p> <p>→ Comme Cutti et al., 2008 [33]</p>	
De Vries et al., 2010 [63]	OS	Thorax, Bras, Avant-bras, Main	4	<p>STERNUM : « sur le sternum » BRAS : « sur la partie latérale et distale de l'humérus » AVANT-BRAS : « sur la partie dorsale et distale de l'avant-bras, proche du poignet » MAIN : « sur la partie distale de la main, sur les métacarpes II et III (MCI & MCII) »</p>	
Perez et al., 2010 [65]	AA	Hum-Thor (3rot) Coude (2rot) Poignet (1rot : FE)	4	<p>DOS : « parallèle à l'épine scapulaire » BRAS : « le long du long chef du triceps » AVANT-BRAS : « en distal et dorsal » MAIN : « sur la partie dorsale »</p>	
Alvarez et al., 2012 [78]	AA	Hum-Thor (3rot) Coude (2rot) Poignet (2rot)	4	<p>DOS : « le plus haut possible » BRAS :</p>	
Galinski et al., 2012 [64]	AA+PS	Hum-Thor (3rot) Coude (2rot) Poignet (2rot)	4	<p>STERNUM : « sur le sternum » BRAS : « en proximal » AVANT-BRAS : « en proximal » MAIN : « sur la partie dorsale »</p>	
Vignais et al., 2013 [77]	AA+PS	Hum-Thor (3rot) Stern-Clav (1rot) Coude (2rot)	3	<p>STERNUM : « sur la poitrine » BRAS : « sur le bras » AVANT-BRAS : « sur l'avant-bras » *</p>	

<p>Gil-Agudo et al., 2013 [66]</p>	<p>AA</p>	<p>Hum-Thor (3rot) Coude (2rot) Poignet (2rot)</p>	<p>4</p>	<p>STERNUM : « sur un support rigide placé sur le torse » BRAS : en latéral et au milieu du bras (d'après la figure) AVANT-BRAS : « en distal » MAIN : sur la partie dorsale (d'après la figure)</p>	
<p>Schiefer et al., 2014 [56]</p>	<p>AA+PS</p>	<p>Hum-Thor (3rot) Coude (2rot)</p>	<p>3</p>	<p>STERNUM BRAS : en latéral et au milieu du bras (d'après la figure) AVANT-BRAS : en distal (d'après la figure)</p>	
<p>Van den Noort et al., 2014 [118]</p>	<p>AA</p>	<p>Scap-Thor (3rot) Hum-Thor (3rot) Coude (2rot)</p>	<p>4</p>	<p>STERNUM SCAPULA BRAS AVANT-BRAS Comme Cutti et al., 2008 [33]</p>	

* Informations complémentaires concernant l'alignement des axes des capteurs disponibles dans l'article

Légende :

MP = Motion Pattern, PS = Positions Segmentaires, OS = Orientations Segmentaires, AA = Angles Articulaires,

Hum-Thor = Mouvements Huméro-thoraciques, Scapu-Thor = Mouvements Scapulo-Thoraciques,

ddl = degrés de liberté ; x = ddl non précisés

1.5.2 Détermination des axes segmentaires

La technologie des MIMU est parfaitement adaptée à l'estimation d'axes segmentaires (sauf ceux basés sur l'anatomie morphologique si ce n'est en utilisant des protocoles très spécifiques [34]) car des données d'orientation 3D suffisent à représenter ces axes. Avant de rentrer dans de tels détails, des informations relatives à l'orientation 3D des MIMU doivent être apportées.

1.5.2.1 Repère global des MIMU

L'orientation 3D du MIMU est représentée par un repère dit technique, par rapport à un référentiel extérieur, appelé repère global (figure 24). Ce repère global est généré à partir de l'estimation de la gravité (grâce aux accéléromètres) et du nord magnétique terrestre (grâce aux magnétomètres). L'intérêt d'un tel repère est qu'il est commun à tous les MIMU puisqu'ils perçoivent tous la même accélération gravitationnelle (dans le cas d'une position spatiale terrestre identique) et le même nord magnétique terrestre (en l'absence de perturbation magnétique environnante), permettant ainsi d'exprimer l'orientation relative entre deux MIMU (figure 24).

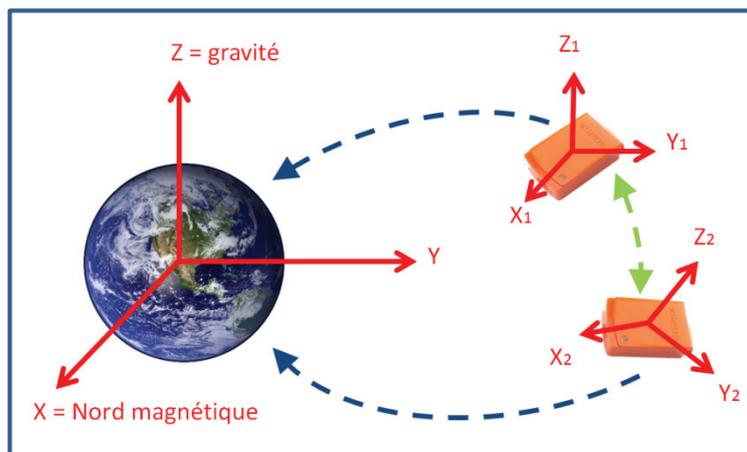


Figure 24 : Expression des repères techniques des MIMU par rapport au repère global (flèches pointillées bleues) ; permettant l'expression de l'orientation 3D relative entre deux capteurs (flèche pointillée verte)

1.5.2.2 Calibrations « sensor-to-segment »

Il est important de comprendre le parallèle entre un MIMU et un cluster de marqueurs rigide (cf partie 1.4.3.2) car les raisonnements cinématiques associés sont identiques [33], [34],

[46]. A l'instar du cluster rigide, un capteur inertiel ne subit aucune déformation interne, fournit des informations sur son orientation spatiale (référéncée par rapport à un repère global externe) et n'est rattaché à aucune information anatomique sur le segment corporel auquel il est attaché, c'est-à-dire les directions des axes segmentaires (basés sur l'anatomie morphologique, posturale ou fonctionnelle). Comme expliqué par Strutzenberger et al. [80], il est alors important d'établir la relation entre le repère technique TF du MIMU et le repère segmentaire SF du segment corporel sur lequel il est attaché afin d'exprimer le mouvement d'un point de vue anatomique. Plus spécifiquement, il s'agit d'établir la relation entre les axes techniques du capteur et les axes segmentaires (figure 25). On parle alors de calibration « sensor-to-segment » [33], [57].

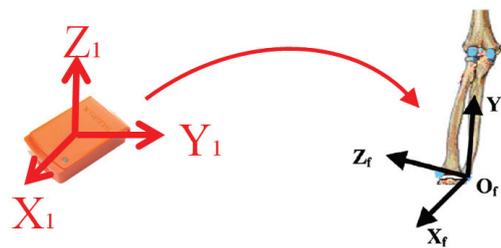


Figure 25 : Comment établir la relation entre le repère technique du MIMU (à gauche) et le repère segmentaire (à droite) ?

L'inconvénient du MIMU par rapport au cluster rigide de marqueurs est son manque d'information sur sa position 3D, ce qui rend impossible l'utilisation complémentaire d'ALS. Bien évidemment, il est possible d'associer l'utilisation de marqueurs (et donc d'un système optoélectronique) à celle des MIMU [123] mais cela entraîne une perte de flexibilité d'utilisation évidente. Pour établir la relation « sensor-to-segment », plusieurs méthodes de calibration sont proposées dans la littérature (tableau 2) :

- Calibration technique (TECH)
- Calibration statique (STATIC)
- Calibration fonctionnelle (FONCT)

Outre des protocoles très spécifiques pour effectuer un calibrage anatomique [34], d'autres méthodes récentes basées sur l'utilisation annexe de la vidéographie ont été proposées [124]. Elles n'ont cependant pas été testées dans ce travail de thèse et ne sont donc pas présentées dans ce mémoire.

Calibration technique (TECH)

« Alignement manuel des MIMU par rapport à l'anatomie humaine »

Cette première possibilité de calibration, appelée calibration TECH dans ce document, est la plus simple. Elle consiste à placer les MIMU sur les segments corporels afin d'aligner les axes techniques des capteurs avec les axes segmentaires. Cette technique impose un protocole rigoureux en matière de positionnement des MIMU. Sa fiabilité repose donc sur la capacité de l'expérimentateur à respecter ces contraintes de positionnement.

Une erreur intrinsèque à cette technique est l'erreur causée par le désalignement possiblement existant entre le boîtier externe du capteur et son système de coordonnées interne [125], [126]. De plus, l'alignement manuel des MIMU avec l'anatomie n'est pas systématiquement possible sur tous les segments corporels. Bien que cette technique soit peu répandue, seule, dans la littérature [65], elle peut toutefois représenter une alternative intéressante pour la définition de certains axes segmentaires [33]. Cutti et al. [33], par exemple, utilisent un axe technique des MIMU positionnés sur les segments du thorax et de la scapula pour définir l'axe latéral de chacun de ces deux segments.

Calibration statique (STATIC)

Une calibration statique (STATIC) consiste à établir la relation « sensor-to-segment » à partir d'une posture de référence [33]. La majorité des travaux issus de la littérature utilise ce type de calibration. L'utilisation d'une posture de référence, par exemple debout, membres supérieurs le long du corps (type « Standard Anatomical Pose SAP ») permet d'établir toutes les relations capteur-segment recherchées [33], [63], [77], [115]–[117]. L'hypothèse sous-jacente est que tous les repères segmentaires sont alignés entre eux (axe frontal du thorax = axe frontal du bras = axe frontal de l'avant-bras, etc...). Ce type de calibration est très répandu de par sa rapidité et sa facilité d'exécution, ainsi que sa considération d'une posture anatomique (ce qui n'est pas le cas de la calibration technique). Il est également possible d'utiliser une calibration statique spécifique à un segment corporel voire à un unique axe segmentaire, par exemple l'axe d'abduction-adduction du poignet généré à partir d'une posture de la main à plat sur un support [63].

Calibration fonctionnelle (FONCT)

La troisième façon de générer un axe segmentaire à partir de capteurs inertiels est l'utilisation d'une calibration dite « fonctionnelle » (FONCT). Contrairement à une calibration statique, celle-ci ne se base pas sur des hypothèses de maintien de posture mais sur des hypothèses de parfaite exécution d'un mouvement articulaire réalisée par la personne équipée, comme par exemple un mouvement de flexion du coude [33]. Le principe de fonctionnement est simple : en exécutant un mouvement articulaire donné, il est possible à partir des vitesses angulaires des deux segments adjacents (mesurées par les MIMU attachés sur ceux-ci) de calculer l'orientation de l'axe de rotation autour duquel le mouvement est

effectué [46], [63]. Cet axe, qui devient un axe « segmentaire », pourra ensuite être exprimé dans le repère technique des capteurs. Plusieurs méthodes de calcul sont proposées dans la littérature, en association avec des clusters de marqueurs, telles que les méthodes d'axes de vissage (instantané « IHA » ou moyen « MHA ») [127], [128] ou la méthode SARA (pour « Symmetrical Axis of Rotation Approach ») [129]. Avec l'utilisation de MIMU, il suffit de faire la différence (dans le repère global) entre les deux vecteurs « vitesse angulaire » des segments distal et proximal.

Contrairement à une calibration technique ou statique, une calibration fonctionnelle est utilisée pour une articulation spécifique, plus précisément pour générer un unique axe segmentaire (et non une multitude). L'avantage de cette calibration est qu'elle se base sur des considérations purement fonctionnelles, propres à la personne (personnalisation) et qu'elle limite l'apparition de « cross-talk » [93].

Le tableau 2 propose une synthèse des calibrations utilisées dans la littérature (TECH, STATIC, FONCT) [9], [33], [46], [56], [58], [63]–[66], [77], [78], [114]–[117].

Tableau 2 : Calibrations « sensor-to-segment » utilisées dans la littérature

Etudes	Intérêts	Zones anatomiques étudiées (ddl)	Calibration technique ? (TECH)	Calibration statique ? (STATIC)	Calibration fonctionnelle ? (FONCT)
Zhou et al., 2006c [115] Zhou et al., 2007 [116]	MP + PS	Hum-thor (3tr+3rot) Elbow (1rot)	PEUT-ETRE (informations non explicitées)	PEUT-ETRE (informations non explicitées)	NON
Zhou et Hu, 2010 [117]	MP + PS	Epaule fixe (x) Coude (x)	NON	Posture assise, bras vertical par rapport au plan du sol, coudes fléchis à 90° *	NON
Coley et al., 2007 [58]	MP + basic OS	Mouvements du bras (3rot)	NON	NON	NON
Coley et al., 2008 [114]	MP	Élévation du bras (1rot)	NON	NON	NON
Vignais et al., 2013 [77]	OS +AA	Hum-Thor (3rot) Stern-Clav (1rot) Coude (2rot)	NON	Posture SAP : debout, membres supérieurs le long du corps, paumes de la main orientées vers l'avant	Mouvement de flexions avant pour le pelvis, le thorax et la tête *
Luinge et al., 2007 [46]	MP + AA	Coude (2rot)	NON	NON	Mouvement de prono-supination de l'avant-bras Mouvement de flexion/extension de l'épaule Mouvement d'abduction de l'épaule (avec coude fléchi à 90°)
Cutti et al., 2008 [33] Parel et al., 2012 [9]	AA	Scapu-Thor (3rot) Hum-Thor (3rot) Coude (2rot)	1 axe technique du capteur thorax 1 axe technique du capteur scapula	Posture debout, dos droit, membres supérieurs le long du corps perpendiculaires au sol (10sec)	Mouvements de flexion/extension du coude (jusqu'à 130°, en prono-supination neutre et bras maintenu le long du corps) Mouvement de prono-supination de l'avant-bras (avec coude fléchi à 90°)
De Vries et al., 2010 [63]	OS	Thorax, Bras, Avant-bras, Main	NON	Posture SAP : debout, membres supérieurs le long du corps, paumes de la main orientées vers l'avant Posture "Main à plat sur la table"	Mouvement de flexion du tronc Mouvement de rotation interne/externe de l'épaule Mouvement de flexion du coude Mouvement de prono-supination de l'avant-bras Mouvement d'extension du poignet

Galinski et al., 2012 [64]	OS + AA	Hum-Thor (3rot) Coude (2rot) Poignet (2rot)	NON	Posture bras le long du corps	Mouvement de flexion/extension de l'épaule Mouvement d'abduction de l'épaule
Perez et al., 2010 [65]	AA	Hum-Thor (3rot) Coude (2rot) Poignet (1rot)	OUI pour tous les segments	NON	NON
Alvarez et al., 2012 [78]	AA	Hum-Thor (3rot) Coude (2rot) Poignet (2rot)	NON	« Posture neutre »	NON
Gil-Agudo et al., 2013 [66]	AA	Hum-Thor (3rot) Coude (2rot) Poignet (2rot)	NON	T-pose : abduction de l'épaule de 90°, paumes de la main vers l'avant (= avant-bras en supination)	NON

* Informations complémentaires concernant l'alignement des axes des capteurs disponibles dans l'article

Légende :

MP = Motion Pattern, PS = Positions Segmentaires, OS = Orientations Segmentaires, AA = Angles Articulaires,

Hum-Thor = Mouvements Huméro-thoraciques, Scapu-Thor = Mouvements Scapulo-Thoraciques,

ddl = degrés de liberté ; x = ddl non précisés

Note : les travaux de Coley et al. [58], [114] référencés dans le tableau 2, n'utilisent, au vu de la méthodologie présentée dans les articles, aucune calibration « sensor-to-segment », leur finalité d'étude étant propre à de la détection de pattern de mouvements et non d'angles articulaires.

Une certaine disparité dans le choix des calibrations MIMU peut être observée au vu de cette synthèse. A la connaissance de l'auteur, seuls quelques travaux ont mené des études comparatives entre calibrations, ceux-ci étant focalisés sur la reproductibilité des axes segmentaires [63], [130], [131] ou bien réalisés sur un bras robotique [64].

Les travaux de De Vries et al. [63] représentent certainement la source d'information la plus complète. Ces travaux comparent plusieurs calibrations, statiques ou fonctionnelles, pour chacun des segments thorax, bras, avant-bras et main. Cette comparaison est faite en évaluant la répétabilité des axes segmentaires : cinq sujets ayant chacun répété six fois le protocole de calibration. Les auteurs, s'appuyant sur leurs résultats de dispersion angulaire minimale, font le choix des calibrations suivantes :

- STATIC : Posture debout, membres supérieurs le long du corps, paumes de la main orientées vers l'avant
- STATIC : Posture "Main à plat sur la table"
- FONCT : Mouvement de flexion du tronc
- FONCT : Mouvement de rotation interne/externe de l'épaule (sur support)
- FONCT : Mouvement de flexion du coude (avec barre, sur support)
- FONCT : Mouvement de pronosupination de l'avant-bras
- FONCT : Mouvement d'extension du poignet (sur support)

Dans le contexte de leur étude, De Vries et al. [63] avancent des dispersions angulaires concernant la génération des axes segmentaires de l'ordre de 1-2 degrés, voire 3 degrés pour les calibrations les moins répétables.

1.5.3 Estimation des positions segmentaires

La majorité des travaux utilisant des MIMU pour l'analyse cinématique du membre supérieur se focalisent sur l'expression finale d'angles articulaires, en associant des représentations segmentaire et articulaire à la phase de calibration « sensor-to-segment ». Ceci étant, des informations de position segmentaire, notamment la position de la main dans l'espace, représentent également un intérêt scientifique et constitue des paramètres importants dans l'étude de TMS, par exemple. Elles permettent de visualiser en 3D le mouvement réalisé par le sujet, facilitant ainsi grandement sa compréhension. Plus spécifiquement, l'estimation des positions segmentaires, n'utilisant pas de représentation articulaire, n'entraîne pas les difficultés d'interprétation propres au formalisme des angles d'Euler, au niveau de l'épaule en particulier.

La position spatiale de la main par rapport à un référentiel fixe (épaule ou thorax) peut être estimée en combinant des informations de longueurs segmentaires et d'orientations segmentaires (associées ou non avec le choix du nombre de degrés de liberté à chaque articulation), c'est le concept de cinématique directe. Le membre supérieur est alors représenté par ce que l'on appelle une chaîne cinématique, chaque chaînon étant un segment, chaque nœud étant un « centre articulaire » (CA). A titre d'illustration, si la position spatiale du CA de l'épaule est connue, la longueur et l'orientation longitudinale du bras permettent de déterminer la position du CA du coude. On peut remarquer que la notion de centre articulaire est évidente si on considère des liaisons sphériques, à trois degrés de liberté, mais devient assez confuse pour des articulations plus complexes. Par convention, les centres articulaires correspondent aux extrémités distale et proximale du segment.

1.5.3.1 Détermination de longueurs segmentaires

Les informations de longueurs segmentaires ne doivent pas être négligées mais elles ne représentent pas de réelles difficultés d'obtention. Elles peuvent être déterminées en utilisant des modèles anthropométriques (se basant en règle générale sur la taille du sujet) [132]–[134] ou bien en effectuant directement les mesures anthropométriques sur le sujet. L'utilisation d'un modèle anthropométrique présente l'avantage d'être simple et rapide à utiliser mais peut entraîner quelques approximations si le sujet s'écarte de la population moyenne utilisée par le modèle. Les mesures anthropométriques sur le sujet permettent de considérer la spécificité anthropométrique de ce dernier mais elles alourdissent le protocole d'utilisation du système ambulateur. De plus, la reproductibilité de telles mesures dépend de la capacité de l'expérimentateur à localiser les points anatomiques nécessaires.

Enfin, certains auteurs proposent une méthode pour déterminer une longueur segmentaire à partir de MIMU [135]. Cette méthode se limite toutefois à l'estimation de la longueur du

segment intermédiaire d'une chaîne de trois segments adjacents (sur chacun desquels est placé un MIMU).

La méthode majoritairement répandue dans la littérature s'intéressant à l'estimation des positions des segments corporels consiste à associer une phase de calibration statique (pour générer les repères segmentaires) à l'utilisation d'un modèle anthropométrique (pour estimer les longueurs segmentaires) [64], [77].

1.5.3.2 Détermination des centres articulaires

L'estimation directe de centres articulaires (CA) à partir de MIMU représente l'un des verrous scientifiques majeurs associés à cette technologie. Pour rappel, l'orientation 3D des capteurs par rapport à un référentiel global est connue mais aucune information concernant leur position 3D n'est apportée. En réalité, une double intégration des accélérations mesurées par le capteur inertiel permet en théorie de remonter à la position 3D du centre du MIMU. En pratique, cette double intégration entraîne une grande dérive de l'erreur en position [136] qu'il est difficile de compenser uniquement via les MIMU. De plus, des informations anatomiques seront toujours nécessaires pour passer de la position du centre du MIMU à la position d'autres points du segment (centres articulaires).

Egalement, des méthodes fonctionnelles, abondamment utilisées via l'utilisation du système optoélectronique [137]–[139], i.e. en réalisant des mouvements fonctionnels de l'épaule, ont été associées à la technologie des MIMU par Mc Ginnis et al. [140], en 2013. La position 3D du centre articulaire calculée y est référencée par rapport au repère technique du MIMU en mouvement. Une telle méthode n'est cependant utilisable qu'en connaissant la position du MIMU par rapport au segment corporel, voire en connaissant la position des MIMU entre eux (capteur thorax et capteur bras par exemple). De plus, ces travaux restent préliminaires et n'ont pas encore été validés sur l'humain.

Utilisation d'une chaîne cinématique

La détermination des centres articulaires à partir de MIMU doit se faire en l'absence d'informations de position et passe donc par l'utilisation d'une chaîne cinématique : l'estimation d'un centre articulaire distal se faisant grâce à la connaissance au préalable de la position du centre articulaire proximal (hypothèse de liaison sphérique pour toutes les articulations). Aux informations de longueurs segmentaires, sont associées des informations d'orientation segmentaire, plus précisément les axes segmentaires longitudinaux (reliant deux centres articulaires). Lorsqu'un MIMU est positionné sur chacun des segments corporels à étudier, ces informations d'orientation segmentaire sont déterminées grâce aux

phases de calibration (TECH, STATIC, FONCT) précédemment énoncées. Ainsi, la représentation d'une chaîne bras – avant-bras – main ne représente pas de difficulté particulière [117].

Lorsque la position 3D de la main par rapport au thorax est recherchée, se pose alors la question de la représentation des segments de la clavicule et de la scapula. En effet, ces deux segments représentent des segments intermédiaires entre le thorax et l'humérus et contribuent au mouvement humérothoracique.

Manque d'information au niveau de la scapula et de la clavicule

Comment combler le manque d'information compris entre le CA de l'épaule et le point proximal du thorax supérieur ? (figure 26)

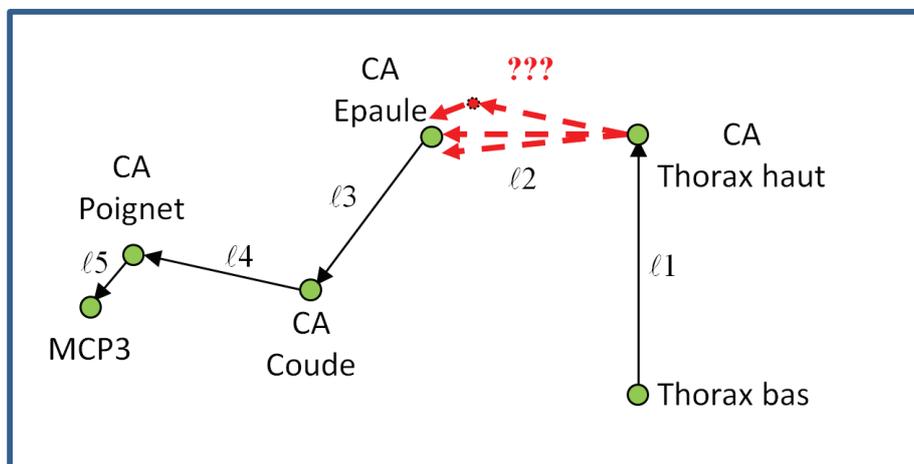


Figure 26 : Illustration du manque d'information entre le haut du thorax et le centre articulaire de l'épaule

Détails : la partie distale de la main est représentée par MCP3 (articulation métacarpo-phalangienne III).

Ce manque d'information cinématique peut être comblé de différentes façons si l'on se réfère à la littérature. Une première possibilité consisterait à mesurer directement les mouvements de ces deux segments via des MIMU. Bien qu'utilisé par Cutti et al. [33] et tout récemment par Bai et al. [141], l'utilisation d'un MIMU pour mesurer le mouvement de la scapula, reste discutable sans l'ajout d'un système supplémentaire (« scapula locator ») [142], au regard de la présence d'importants glissements de peau sur ce segment corporel. Quant à la clavicule, le positionnement d'un capteur inertiel sur ce segment corporel n'a, à ce jour, pas été recensé (par manque de faisabilité évident).

Une seconde possibilité consiste ainsi à se passer de la mesure. Le segment de la clavicule pouvant être considéré comme lié au thorax et au bras respectivement par les articulations sterno-claviculaire et acromio-claviculaire, sa représentation unique, en omettant la scapula, peut suffire à estimer le CA de l'épaule par rapport au thorax. De façon triviale, ce segment peut être défini comme rigidement attaché au thorax, l'articulation sterno-claviculaire étant alors totalement verrouillée. Une alternative peut consister à utiliser des modèles de régression. Vignais et al. [77] utilise, par exemple, une modélisation avec une articulation sterno-claviculaire à un degré de liberté (en translation) calculé à partir de l'élévation du bras, d'après les travaux de Klopkar et Lenarcic [143]. Grewal et al. [144], Xu et al. [145], via l'utilisation du système optoélectronique, proposent un modèle de régression permettant d'estimer les mouvements scapulo-thoracique et thoraco-claviculaire également à partir du mouvement huméro-thoracique (mesuré en conditions statiques). Basé sur la même approche, Robert-Lachaine et al. [146] ont proposé un modèle de régression linéaire du rythme scapulo-huméral lors de conditions statiques et dynamiques. Dans de tels travaux, l'estimation des orientations des segments du bras et du thorax doit être particulièrement soignée afin de limiter au maximum la répercussion d'erreurs sur les orientations des segments de la scapula et de la clavicule. Bien que ces trois travaux listés aient été effectués via l'utilisation d'un système optoélectronique, les modèles de régression proposés sont applicables à toute technologie autorisant la mesure des mouvements huméro-thoraciques et donc aux MIMU.

Note : l'annexe 3 est un complément d'informations concernant trois chaînes cinématiques utilisées via les MIMU, tirées de la littérature (travaux de Zhou et al. [117], de Vignais et al. [77] et de Perez et al. [65]).

Méthodes complémentaires

En complément d'une chaîne cinématique, peuvent également être utilisées des contraintes cinématique ; ceci a notamment déjà été proposé pour le membre supérieur via la technologie des MIMU [46], [125], [135], [147]. Le principe général est d'enrichir la représentation cinématique d'informations d'ordre anatomique ou fonctionnel, spécifique à l'articulation étudiée. Par exemple, concernant l'articulation du coude, aucun mouvement d'abduction-adduction n'est physiologiquement attendu ; par conséquent cette information de non mouvement et donc de degré de liberté bloqué peut être utilisée pour parfaire la représentation cinématique de cette articulation [46]. Tout récemment, El-Gohary et al. [148] ont également associé aux MIMU des contraintes propres aux amplitudes articulaires du poignet, du coude et de l'épaule. Sans remettre en cause l'utilité des contraintes cinématiques à parfaire la représentation cinématique, il doit être mentionné que l'une des motivations principales de ces travaux est la substitution des informations provenant des magnétomètres, en injectant les informations de contraintes cinématiques dans l'algorithme de fusion des données (d'accéléromètres et de gyroscopes).

Enfin, Koning et al. [60], ont récemment proposé un modèle musculo-squelettique associé aux MIMU. La position des segments par rapport au pelvis y est définie par optimisation multi-segmentaire en minimisant l'écart entre les orientations mesurées par les MIMU et les orientations des chaînons du modèle.

Ainsi, différents niveaux de finesse existent pour représenter les positions segmentaires du membre supérieur. Galinski et al. [64] mentionnent la non-nécessité d'une modélisation poussée à associer aux MIMU, le choix d'une représentation simple ou complexe devant se faire en adéquation avec l'objectif de l'étude [93]. A titre d'illustration, une finalité ergonomique n'a a priori pas les mêmes exigences qu'une finalité clinique.

Les quelques travaux s'intéressant à la précision de mesure de la position 3D de la main via des MIMU, mentionnent des erreurs entre 4 et 9 cm [64]. Cette erreur a été mesurée sur un bras robotique, en prenant des encodeurs comme référence. Les récents travaux de Kim et al. [149] (2014) et de Bai et al. [141] (2015), bien que s'intéressant également à ce paramètre cinématique, n'ont pas investigué sa précision de mesure (Bai et al. [141] mentionnent succinctement une erreur de l'ordre de 0,1 cm pour une distance parcourue de 10 cm, sans préciser s'il s'agit de l'erreur au niveau de la main ou de l'épaule, ni dans quelles conditions cette comparaison a été réalisée).

1.6 Limites de l'état de l'art

1.6.1 Positionnement des capteurs inertiels

Sans réel consensus au sein de la littérature, une tendance peut malgré tout être observée pour les emplacements des MIMU à privilégier sur les segments thorax, avant-bras et main :

- Thorax : sur la partie plate du sternum
- Avant-bras : en position distale et dorsale
- Main : en position dorsale

Concernant les segments bras et scapula, il apparaît difficile d'extraire une tendance / recommandation au vue de la disparité des propositions faites pour le premier et de la difficulté de mesure, toute technologie non invasive confondue, pour le second.

1.6.2 Calibrations « sensor-to-segment »

Très peu de travaux se sont intéressés à des études comparatives inter-calibrations pour la cinématique du membre supérieur à partir de MIMU, chez l'adulte [63], [64] (Ricci et al. menant des études sur les enfants [130], [131]). Les travaux les plus avancés dans la littérature sont certainement ceux de De Vries et al. datant de 2010 [63]. En effet, ils quantifient la répétabilité de différents moyens d'obtention d'axe segmentaire (calibration statique ou fonctionnelle), en investiguant la variabilité intra et inter sujets. Ceci étant, ce travail mériterait d'être approfondi pour quatre raisons principales :

- une unique calibration statique a été étudiée
- le positionnement des capteurs n'a pas été inclus dans l'étude de répétabilité
- la variabilité inter-expérimentateur n'a pas été considérée
- l'étude de répétabilité porte sur la génération des axes segmentaires et non des données finales (angles articulaires)

Sur le quatrième point listé, il est intéressant de préciser que la définition des axes segmentaires représente des données de représentation cinématique intermédiaires. Bien qu'il soit intéressant de caractériser leur reproductibilité pour comprendre la modélisation dans sa globalité, certains axes sont, par la suite, forcés à l'orthogonalité dès lors que l'on utilise un repère segmentaire orthonormal ainsi que la méthode des angles d'Euler. L'étude de la reproductibilité des données finales mêmes du système MIMU, à savoir les angles articulaires, devrait également être investiguée.

L'étude de Galinski et al. [64] a comparé les classes de calibration STATIC ET FONCT sur un bras robotique et s'écarte donc des conditions réelles d'utilisation sur sujet humain.

Considérant les limites des études comparatives listées, aucune conclusion nette ne peut être tirée concernant la reproductibilité des différentes classes de calibration (TECH, STATIC, FONCT).

1.6.3 Chaîne cinématique associée aux capteurs inertiels

L'utilisation des MIMU pour l'analyse cinématique du membre supérieur s'adonne majoritairement à la détermination des angles articulaires. Quelques travaux proposent néanmoins des chaînes cinématiques à associer aux MIMU pour estimer les positions segmentaires [64], [77], [141], [149]. L'un des principaux intérêts scientifiques est de faciliter l'interprétation des mouvements via une représentation visuelle du membre supérieur dans sa totalité (chaîne allant du thorax à la main). Ceci étant, la difficulté/impossibilité de mesurer les mouvements des segments de la scapula et de la clavicule complique cette représentation. De plus, il est à noter que très peu d'études ont investigué la précision de mesure de la position de la main par rapport au thorax via des capteurs inertiels [64].

1.6.4 Représentation segmentaire

La majorité des représentations segmentaires utilisées dans la littérature impose une orthogonalité des axes segmentaires, comme proposée par l'ISB. Cette représentation peut s'écarter de la réalité anatomique des segments corporels. Plusieurs alternatives ont été proposées afin de contourner ce problème, comme l'association de deux repères segmentaires orthonormaux à un même segment corporel [33] ou la définition de coordonnées naturelles, incluant des vecteurs de position et d'orientation [95]. Notons que, parmi ces deux propositions, seuls les travaux de Dumas & Chèze [95], datant de 2007, permettent d'estimer les positions segmentaires en plus des angles articulaires.

1.6.5 Représentation articulaire

Bien que le calcul des angles articulaires du membre supérieur soit standardisé au niveau international, certains verrous scientifiques restent à lever. Ils concernent notamment le choix des axes prioritaires (c'est-à-dire du premier et troisième axes de la séquence) pour

certaines articulations dans la représentation des angles d'Euler, notamment pour l'articulation de l'épaule [104].

1.6.6 Validation des données d'angles articulaires

1.6.6.1 Comparaison à un « *gold-standard* »

Au sein de la littérature, la validation de nouveaux modèles/systèmes se fait, en règle générale, au travers d'une comparaison avec un modèle/système dit « de référence », soit à l'évaluation de la justesse des données. En analyse du mouvement (non invasive), le système optoélectronique associé aux recommandations de l'ISB représente ce « *gold-standard* ». Ainsi, il est très courant de recenser des processus de validation de système MIMU qui comparent leurs données angulaires (ou de position) à celles provenant de cette référence [46], [126], [147].

Se référer à des données provenant du système optoélectronique, respectant les standards de l'ISB, représente un intérêt certain, ne serait-ce que pour assurer la communication entre chercheurs. Cependant, l'utilisation de cette référence peut être discutée pour différentes raisons. Premièrement, toute technologie non-invasive souffre des effets des artéfacts de tissus mous, rendant les données de référence non systématiquement représentatives des mouvements des os sous-jacents [150]. Des moyens de mesure invasifs, utilisant des vis intra-corticales [150]–[152] ou la fluoroscopie bi-plane [153], [154], peuvent être utilisés pour s'affranchir de ces artéfacts et ainsi valider une technique de mesure non-invasive. De tels travaux restent toutefois marginaux au sein de la littérature scientifique pour des raisons éthiques évidentes. Deuxièmement, la définition d'une représentation segmentaire associée à la référence se base nécessairement sur certains choix arbitraires. Plusieurs points scientifiques restent discutables au regard des standards ISB, telles que l'estimation du centre de l'articulation gléno-humérale ou la définition du repère segmentaire de la main. Troisièmement, différents protocoles de mesure associés au système optoélectronique sont proposés dans la littérature, telles que la méthode CAST [30] ou les méthodes fonctionnelles [93]. Ces deux exemples d'alternative sont respectivement jugés par leurs auteurs moins sensible aux STA et plus représentatif du mouvement articulaire réel. Tout changement apporté à la méthode de référence affecte nécessairement les données angulaires finales de référence et donc les résultats de justesse des données provenant d'un système utilisant des MIMU. Si la justesse des données représente l'objectif principal d'une étude, la proposition de Picerno et al. [34], associant aux MIMU une définition segmentaire utilisant des points anatomiques précis (ALs) (identiquement au système optoélectronique), représente une alternative intéressante.

1.6.6.2 Reproductibilité des données

Plusieurs travaux mettent en avant la nécessité de se doter d'un modèle/système, non pas proche d'une référence, mais reproductible. On s'intéresse alors à la fidélité des données de sortie (reproductibilité). La fidélité des données n'est en aucun cas dépendante des données de référence, elle est donc moins sujette à discussion. Plusieurs études concernant la reproductibilité de techniques de modélisation d'axes segmentaires du membre supérieur (via différentes technologies) peuvent par exemple être recensées [9], [63], [155]–[157] (annexe 4).

De façon générale, la fidélité des données apparaît souvent négligée par rapport à leur justesse (proche d'une référence) au sein de la littérature scientifique alors même qu'elle apparaît comme un critère de validation majeur, aucune confiance ne pouvant être accordée à un système non reproductible.

Enfin, lorsque la reproductibilité est investiguée, elle l'est souvent au regard d'une source isolée de variabilité de mesure, comme la variabilité intra/inter sujets ou bien intra/inter expérimentateurs. A la connaissance de l'auteur, aucune étude n'a étudié les variabilités causées par le sujet et par l'expérimentateur, de façon conjointe, pour l'analyse cinématique du membre supérieur à partir de MIMU.

1.6.6.3 Interprétabilité des données

Au-delà de chercher à obtenir des données justes (proches d'une référence) et fidèles (i.e. reproductibles), certains travaux se focalisent également sur l'« interprétabilité » de celles-ci.

Deux critères de validation de l'interprétabilité peuvent être listés au sein de la littérature. Un premier critère peut être l'absence de mouvement mesuré sur des angles articulaires supposés fixes, c'est à dire limiter l'effet « cross-talk ». Cutti et al. [33] proposent, par exemple, une modélisation de l'articulation du coude qui limite les variations de mouvement du « carrying angle », représentatif du mouvement d'abduction/adduction du coude, supposé constant chez tout sujet sain. Le respect des amplitudes articulaires maximales représente une seconde possibilité d'analyse telle que présentées par Senk et Chèze [100] (« amplitude coherence »).

Remarque : concernant la validation de données de positions segmentaires peut être, la justesse des données de positions segmentaires n'est, quant à elle, pas discutable car les données de référence, provenant du système optoélectronique, sont directement tirées des positions réelles.

1.7 Synthèse générale

L'analyse cinématique du mouvement humain à partir de MIMU, et plus précisément la mesure d'angles articulaires et de positions segmentaires, peut être décomposée en plusieurs phases de modélisation (figure 27).

En entrée de tout système de mesure cinématique, se trouve le mouvement humain réalisé par le sujet. Ces mouvements humains représentent donc les données d'entrée de la technologie des MIMU. Cette technologie permet de représenter ce mouvement sous la forme de données d'orientation 3D propre au capteur, soit une représentation dite technique. Une première phase de modélisation consiste à transformer cette représentation technique en représentation segmentaire, par le biais de calibrations « sensor-to-segment » (TECH, STATIC, FONCT). Une fois cette représentation segmentaire établie, une seconde phase de modélisation consiste à obtenir des informations anatomiques interprétables, c'est-à-dire dans le cas de cette étude, des angles articulaires (par le biais d'une représentation articulaire associée) et des positions segmentaires.



Figure 27 : Les différentes phases de modélisation pour l'analyse cinématique du mouvement humain à partir de MIMU

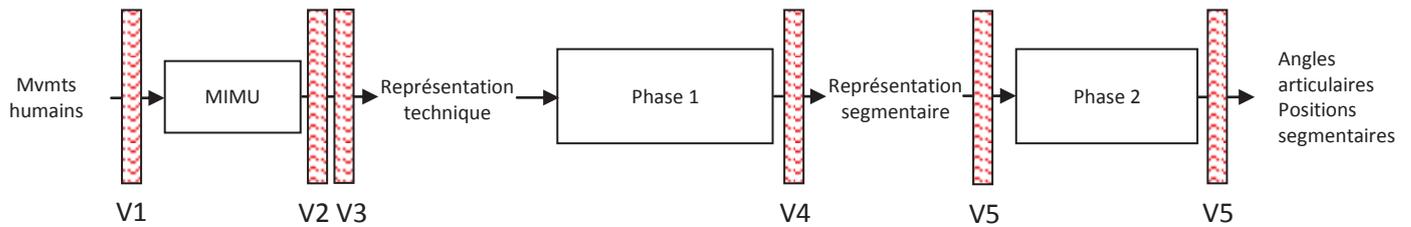
Chacune de ces phases de traitement de l'information subit ou entraîne une certaine approximation dans la mesure, approximation qui se répercute sur les données finales du système (figure 28).

Entre le mouvement réel du squelette et le mouvement subi par le MIMU, l'apparition d'artéfacts de tissu mou est inévitable (pour toute attache non invasive), ceci correspond à la variabilité de mesure V1.

Entre le mouvement subi par le MIMU et le mouvement mesuré par celui-ci, une certaine variabilité de mesure d'ordre « technologique » (algorithme de fusion des données, transmission sans fil des données) est présente (V2). De plus, l'environnement extérieur (perturbation magnétique, voire température et humidité) impacte également la mesure, on parlera ici de variabilité « environnementale » (V3).

Quelle que soit la calibration MIMU utilisée, le sujet et l'expérimentateur jouent tous deux un rôle dans la réalisation de celle-ci et entraînent donc chacun une variabilité de mesure. Cette variabilité de mesure d'origine « humaine » (V4) est à la fois intra-sujet, inter-sujet, intra-expérimentateur et inter-expérimentateur.

Le choix de la représentation segmentaire joue un rôle important dans le calcul des données cinématiques finales, notamment lorsqu'une orthonormalité des axes segmentaires est imposée. Cette remarque est également valable pour le choix de la représentation articulaire qui fait appel au formalisme des angles d'Euler pour le calcul des angles articulaires. On parlera ici de variabilité « méthodologique » (V5).



Détails : V1 = variabilité due aux artéfacts de tissu mou, V2 = variabilité technologique, V3 = variabilité environnementale, V4 = variabilité humaine, V5 = variabilité méthodologique

Figure 28 : Les variabilités de mesure associées aux phases de modélisation pour l'analyse cinématique du mouvement humain à partir de MIMU

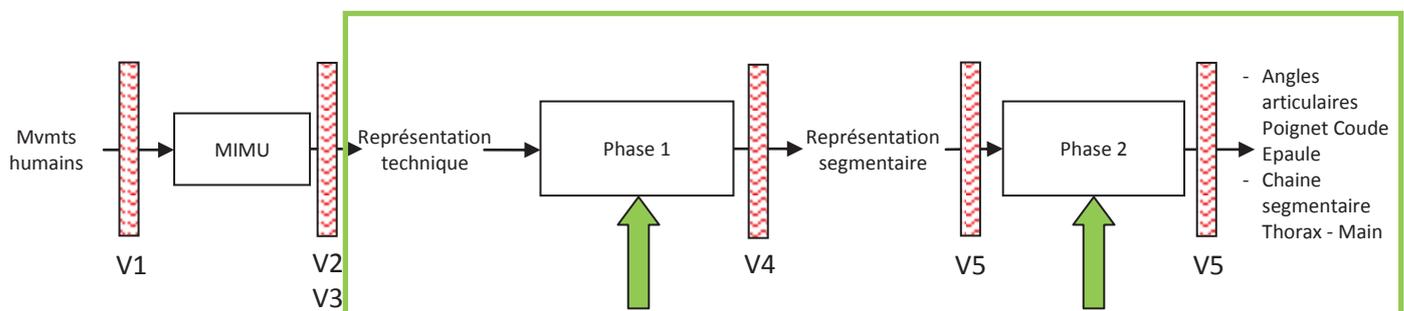
1.8 Problématique

1.8.1 Positionnement du sujet

Pour pleinement situer ce travail de thèse, il est important de dissocier deux communautés scientifiques s'intéressant à la technologie des MIMU. La première communauté se focalise principalement sur la technologie même, et tente notamment d'améliorer sa précision de mesure (en orientation 3D) en travaillant spécifiquement sur les données brutes des capteurs et notamment la robustesse de l'algorithme de fusion de données ou d'optimisation associé. Elle agit ainsi au niveau des variabilités technologique et environnementale (V2 et V3) de la figure 28. La seconde communauté se définit comme utilisatrice des orientations 3D des capteurs, elle se focalise davantage sur les étapes « post-algorithme de fusion », notamment les variabilités humaines et méthodologiques (V4 et V5) voire sur les données cinématiques finales.

Ce travail de thèse s'inscrit précisément dans cette seconde communauté (utilisatrice) en utilisant comme données d'entrée les données d'orientation 3D calculées par l'algorithme de fusion des MIMU. Ce travail se situe au niveau des phases 1 et 2 de modélisation (figure 29), englobant ainsi l'étude des variabilités humaine (V4) et méthodologique (V5). Plus spécifiquement, les MIMU et l'algorithme de fusion développés par l'entreprise Xsens ont été utilisés pour cette thèse. Les MIMU Xsens sont les MIMU les plus utilisés au sein de la littérature [9], [10], [28], [29], [33], [46], [63], [65], [66], [78], [115], [116], [122], [125], [141], [158], [159]. De nombreux travaux scientifiques sont également originaires de cette firme hollandaise ou de leurs partenaires scientifiques, notamment les travaux de Veltink et al. [59], de Luinge et al. [46], [54], et de Roetenberg et al. [55], [62], [123], [135].

Au regard du contexte applicatif de ce travail de thèse, à savoir l'évaluation des postures et des mouvements du membre supérieur à des fins de prévention de TMS, les données cinématiques recherchées sont les angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule et les positions segmentaires du membre supérieur allant du thorax à la main (figure 29).



Détails : V1 = variabilité due aux artéfacts de tissu mou, V2 = variabilité technologique, V3 = variabilité environnementale, V4 = variabilité humaine, V5 = variabilité méthodologique

Figure 29 : Contributions du travail de thèse au niveau des phases 1 et 2 de la modélisation et des variabilités « humaine » (V4) et « méthodologique » (V5)

1.8.2 Objectifs du travail

L'état de l'art « post-algorithme de fusion » a mis en avant :

- la diversité des calibrations MIMU « sensor-to-segment »
- l'absence de consensus clairement identifiable (en l'absence de recommandations internationales)
- le faible nombre d'études comparatives entre calibrations
- le manque de considération de la variabilité propre à l'expérimentateur
- une validation des données cinématiques souvent limitée à une comparaison à un gold-standard

En somme, il apparaît difficile pour le chercheur ou le praticien de savoir (1) quelle méthode de calibration choisir et (2) quelle est la précision générale des données cinématiques (angles articulaires et positions segmentaires) du membre supérieur calculées à partir de MIMU.

Ce travail de thèse vise à répondre à ces deux questions. Ces deux questions sont propres à la phase 1 (figure 29) et sont donc spécifiques à la technologie des MIMU. Une étude comparative de calibrations MIMU « sensor-to-segment » est menée, en mesurant l'impact de cette phase de modélisation sur les données d'angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule. La caractérisation de la précision finale des angles articulaires se veut la plus complète possible. Ainsi, sont considérées dans la comparaison des calibrations à la fois la justesse, la fidélité et l'interprétabilité des données angulaires finales afin d'être à même de caractériser la précision finale des angles. Pour répondre à ces questions, un protocole expérimental a été mis en place (chapitre 2). Celui-ci considère les différentes sources de variabilité « humaine » (V4), à savoir la variabilité inter/intra-sujet et inter/intra-expérimentateur.

La caractérisation de la précision des données de positions segmentaires se fait en considérant exclusivement la justesse des données (les données de position de référence n'étant pas discutables).

La phase 2 de modélisation (figure 29), non spécifique à la technologie des MIMU, fait également l'objet d'un apport scientifique, en associant à la phase 1 une représentation segmentaire non orthonormale (i.e., les coordonnées naturelles).

Enfin, l'objectif opérationnel de ce travail est la mise à disposition d'un système ambulatoire pour l'évaluation des postures et des mouvements du membre supérieur à des fins de prévention de TMS. Pour cela, le développement d'une interface graphique de visualisation et de post-traitement des données cinématiques (angles articulaires et positions segmentaires) a été associé à ce travail.

CHAPITRE 2

METHODOLOGIE

2 METHODOLOGIE

Ce chapitre présente la méthodologie générale de ce travail de thèse. Dans un premier temps, le protocole expérimental est présenté. Dans un second temps, sont explicitées les différentes étapes de l'analyse cinématique propres aux MIMU et propre à la technologie du système optoélectronique ainsi que les représentations segmentaire et articulaire utilisées.

Les méthodologies plus spécifiques, notamment statistiques, seront détaillées dans chacune des sous-parties des chapitres 3 et 4 de ce document.

2.1 Protocole expérimental

2.1.1 Recrutement des sujets

Dix sujets volontaires sains (sexe masculin, âge $29 \pm 3,4$ ans, taille 180 ± 5 cm, poids $72 \pm 6,7$ kg, 8 droitiers et 2 gauchers), sans antécédent pathologique au niveau des membres supérieurs, ont participé à cette étude après avoir donné leur consentement. Ils étaient préalablement informés des objectifs de l'étude.

2.1.2 Formation des expérimentateurs

Trois expérimentateurs volontaires (A, B, C) ont également été recrutés pour cette expérience. Pendant le mois précédant cette étude, les expérimentateurs ont suivi une formation composée de plusieurs phases :

- 1) Remise d'un document « Consignes pour l'expérimentateur » (annexe 5)
- 2) Formation : 2h de discussion sur la base du document + 2h de démonstration incluant la pose des MIMU et les postures et mouvements de calibration (sur sujet)
- 3) 5 pré-expériences de formation effectuées sur 2 sujets différents (non inclus dans les 10 sujets)

L'objectif de cette formation est double : éviter un effet « apprentissage » des expérimentateurs lors des expériences et garantir un même niveau d'information leur étant transmis.

2.1.3 Technologies utilisées

Lors de cette étude, un kit de cinq MIMU (MTw, version firmware 2.0.8, Xsens, Pays-Bas) a été utilisé. Chaque MIMU est un boîtier de petite taille (34.5 mm x 57.8 mm x 14.5 mm) et de faible masse (27 g) contenant un gyroscope 3D, un accéléromètre 3D et un magnétomètre 3D. Ces capteurs sont non filaires et communiquent en Bluetooth avec une station connectée à un ordinateur portable (station Awinda, Xsens). Le logiciel MT Manager (version 4.2.1) développé par Xsens a été utilisé pour l'enregistrement temps-réel et l'exportation des données des MIMU. Les données finales exportées correspondent aux orientations 3D des MIMU calculées par l'algorithme de fusion de données développé par Xsens [160], exprimées sous forme de matrices de rotation (3x3).

Les MIMU pouvant être sensibles à la perturbation magnétique, une attention particulière a été portée sur la conservation d'un environnement magnétique homogène lors de toute la durée de l'expérience (expérience réalisée en laboratoire, éloignée de tout objet ferromagnétique).

Un système optoélectronique (Eagle 4, Motion Analysis Corporation, USA) composé de dix caméras à émission infra-rouge a été utilisé comme système de référence pour cette expérience (REF). Ce système enregistre en temps-réel la position spatiale de dix-sept marqueurs réflecteurs (diamètre 12 mm) positionnés sur le sujet selon les recommandations de l'ISB [84]. L'emplacement précis des marqueurs est présenté par la suite (2.1.5). Le logiciel d'acquisition commercialisé avec ce système (Cortex, version 3.6.0.1305) a été utilisé pour l'enregistrement temps-réel et le post-traitement des positions spatiales (X, Y, Z) des marqueurs. L'étape de post-traitement des données consistait à interpoler les éventuelles données manquantes (« cubic join » en règle générale). Enfin, avant utilisation finale, ces données subissaient une opération de lissage (« smoothing », Filtrage Butterworth à une fréquence de coupure de 6 Hz).

Les deux systèmes ont été synchronisés de façon automatique via l'utilisation d'un bouton « trigger » extérieur et fonctionnaient tous deux à une fréquence de 60 Hz.

2.1.4 Plan d'expérience

Au début de la journée d'expérience, une première phase de préparation du sujet, consistant à placer les marqueurs réflecteurs, était effectuée par une équipe technique. Suite à cela, le sujet réalisait cinq sessions d'expérience. Chaque session d'expérience est composée d'une session de calibration du système MIMU (calibration « sensor-to-segment ») prise en charge par un expérimentateur attitré et d'une session de test du système prise en charge par l'équipe technique. Parmi les cinq sessions de calibration du système, trois sessions ont été encadrées par l'expérimentateur A, une session par l'expérimentateur B et une session par l'expérimentateur C. L'ordre des sessions de calibration est fixe pour tous les sujets et a été établi de la façon suivante : A – B – A – C – A (figure 30).

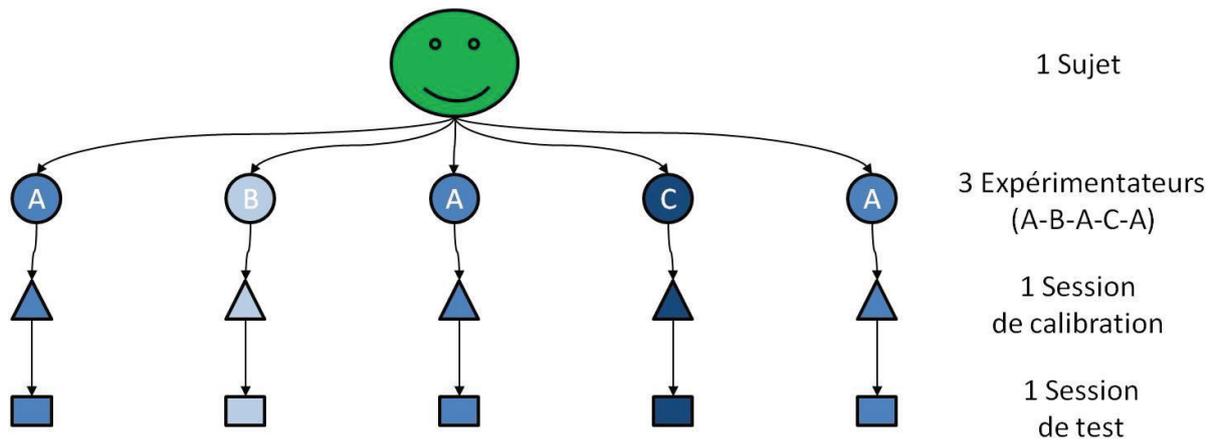


Figure 30 : Plan expérimental pour un sujet

2.1.5 Préparation du sujet

Dès le début de l'expérience, le sujet, torse nu, est équipé de dix-sept marqueurs réflecteurs positionnés sur des points anatomiques précis, en accord avec les recommandations de l'ISB [84] (figure 31) : processus xiphoïdien (PX), incisure jugulaire (IJ), articulation sternoclaviculaire (SC), vertèbre cervicale C7, vertèbre thoracique T8, angles inférieur (AI) et acromial (AAs) de la scapula, trigone scapulaire (TS), articulation acromio-claviculaire (AC), épicondyles latéral (EL) et médial (EM), styloïdes radial (RS) et ulnaire (US), articulations métacarpo-phalangiennes II (MCP2) et V (MCP5) ; deux marqueurs ont également été ajoutés, l'un sur l'épine scapulaire (SS), l'autre sur la partie latérale du bras droit (TH). Seul le membre supérieur droit a été marqué. Les marqueurs étaient collés à même la peau via des pastilles de scotch double face. De fines bandelettes hypoallergéniques ont ensuite été collées de part et d'autre des marqueurs afin de garantir leur bonne attache sur le sujet pour la totalité de l'expérience.

Une fois les marqueurs réflecteurs positionnés et attachés correctement, des bandes hypoallergéniques sont collées sur le sujet aux emplacements suivants (figure 31) :

- Sur le thorax (bande de 10 cm x 12 cm)
- Sur l'épine scapulaire droite (bande de 7 cm x 10 cm)
- Sur la partie dorsale de la main droite (bande de 7 cm x 8 cm)

Deux bandes de contention élastiques sont également enroulées aux emplacements suivants :

- Au milieu du bras droit (largeur de bande de 10 cm)
- Sur la partie distale de l'avant-bras droit (largeur de bande de 10 cm)

Du scotch hypoallergénique est utilisé de part et d'autre et en fin de bande pour s'assurer de leur maintien total sur les segments corporels et éviter notamment tout glissement le long du bras.

Remarque : ces cinq bandes (ou bandages) correspondent aux futures zones d'emplacement des cinq MIMU. Elles permettent de ne pas marquer la peau au cours des poses successives des MIMU et évitent donc l'apparition d'indice de placement d'un expérimentateur à un autre.



Figure 31 : Sujet équipé des 17 marqueurs réflecteurs et des cinq bandes/bandages

Cette procédure de préparation du sujet n'est réalisée qu'une seule fois pour chaque sujet ; elle est prise en charge par l'équipe technique. Cet équipement est donc constant pour la totalité de l'expérience, soit pour les cinq sessions d'expérience qui vont suivre.

2.1.6 Session de calibration

La session de calibration (en triangle sur la figure 30) est prise en charge par un expérimentateur. L'expérimentateur doit alors suivre les instructions spécifiées dans un document écrit (annexe 5). Dans un premier temps, il doit positionner et attacher un MIMU sur chacune des cinq zones de bandage prévues à cet effet, avec les instructions générales suivantes :

- Thorax : sur la partie plate du sternum
- Scapula droite : au-dessus de l'épine scapulaire
- Bras droit : au milieu du bras, sur la partie latérale, voire légèrement en arrière si besoin

- Avant-bras droit : sur le dessus de la partie distale de l'avant-bras
- Main droite : sur la partie dorsale de la main

Une attention particulière est également accordée à l'orientation des MIMU sur les segments corporels, à la réduction des effets des artéfacts de tissus mous (sur le segment du bras) et au mode d'attache des MIMU (annexe 5). L'orientation des MIMU sur les segments corporels est soignée notamment afin d'intégrer la calibration TECH (axes segmentaires = axes techniques) dans la comparaison des calibrations. Les expérimentateurs sont également sensibilisés aux effets des artéfacts de tissus mous ; il leur est, par exemple, préconisé de vérifier, par un mouvement de flexion/extension du coude du sujet, que le MIMU positionné sur le bras ne subit pas de rotation axiale. Enfin, le mode d'attache est également soigné : les MIMU sont attachés sur les bandes de contention via du scotch double face et via un scotch les recouvrant. La figure 32 montre un sujet entièrement équipé.

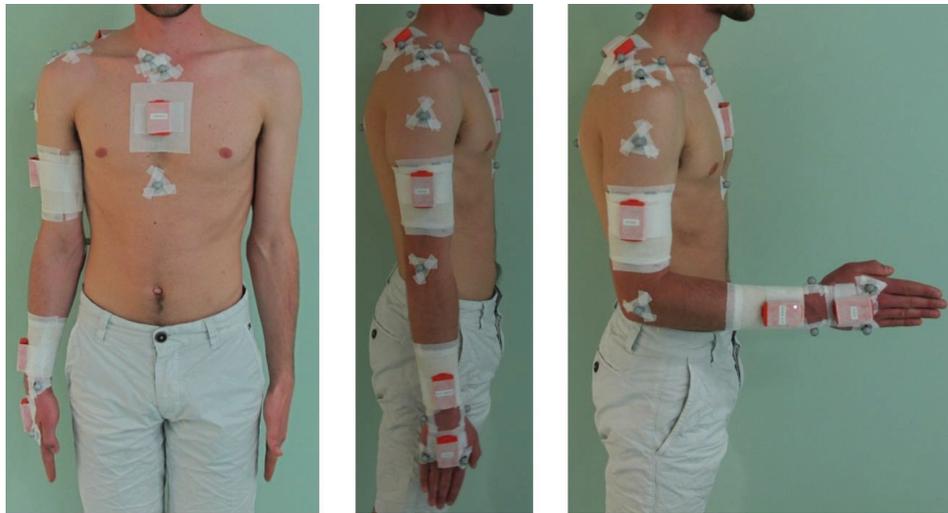


Figure 32 : Sujet entièrement équipé des 5 MIMU et des 17 marqueurs réflecteurs

Une fois les cinq MIMU correctement placés et attachés aux segments corporels, l'expérimentateur peut procéder aux différentes phases de calibration du système. Il est alors demandé au sujet de réaliser deux maintiens de posture et deux mouvements fonctionnels en position debout et un maintien de posture et deux mouvements fonctionnels en position assise, soit un total de sept calibrations (figure 33) :

SUJET EN POSITION DEBOUT

1. STATIC_1 : un maintien de posture, debout, membres supérieurs le long du corps, avant-bras en pronosupination neutre, poignet en flexion/extension et abduction/adduction neutres et doigts tendus

2. STATIC_2 : un maintien de posture, debout, bras droit le long du corps, coude droit fléchi à 90°, avant-bras en pronosupination neutre, poignet en flexion/extension et abduction/adduction neutres et doigts tendus
3. elbFE : un mouvement de flexion du coude, à amplitude [-30° +30°] autour de la valeur 90°, en pronosupination neutre, doigts tendus
4. elbPS : un mouvement de pronosupination de l'avant-bras, à amplitude maximale, coude droit en flexion maintenue à 90°, poings fermés

SUJET EN POSITION ASSISE

5. handF : un maintien de posture, assis, table ajustée à hauteur de coude, avant-bras et main reposant à plat sur la table, doigts tendus
6. wriE : un mouvement d'extension du poignet, réalisé à partir de la posture main reposant à plat sur la table, à amplitude [0° +30°]
7. shoIE : un mouvement de rotation interne/externe de l'épaule, à amplitude [-10° +30°] (réalisé avec une poignée)

Chaque posture est maintenue cinq secondes. Chaque mouvement fonctionnel correspond à une série de cinq rotations uniaxiales consécutives, réalisée à vitesse modérée.



Figure 33 : Transmission de consignes de l'expérimentateur au sujet (ici lors du mouvement de calibration de flexion du coude elbFE)

Pendant l'enregistrement des données, l'expérimentateur veille au bon déroulement du maintien de posture ou de la réalisation du mouvement fonctionnel, en se basant sur des critères de validation explicités dans les instructions écrites (annexe 5). Si l'expérimentateur

juge la calibration conforme, au regard de ces critères, il peut procéder à la calibration suivante ; autrement la calibration devra être ré-exécutée et ce, jusqu'à validité.

La session de calibration permet de générer différentes calibrations MIMU (TECH, STATIC, FONCT) ; ces calibrations seront présentées par la suite.

2.1.7 Session de test

La session de test du système (en carré sur la figure 30) se déroule dans la continuité de la session de calibration. Elle est prise en charge par l'équipe technique. Lors de cette session, il est demandé au sujet de réaliser les huit postures/mouvements suivants :

- T-pose : un maintien de posture, debout, les membres supérieurs à 90° en latéral (abduction des épaules de 90°), avant-bras en pronosupination neutre
- wriFE_max : mouvements de flexion-extension maximale du poignet
- wriAA_max : mouvements d'abduction-adduction maximale du poignet
- elbFE_max : mouvements de flexion maximale du coude
- shoF_max : mouvements de flexion maximale de l'épaule
- shoA_max : mouvements d'élévation latérale maximale du membre supérieur, dans le plan scapulaire, correspondant au plan avancé de 30° par rapport au plan frontal
- roue : Mouvements de rotation d'une poignée autour d'une roue, en position assise, réalisés de façon naturelle par le sujet (figure 34)

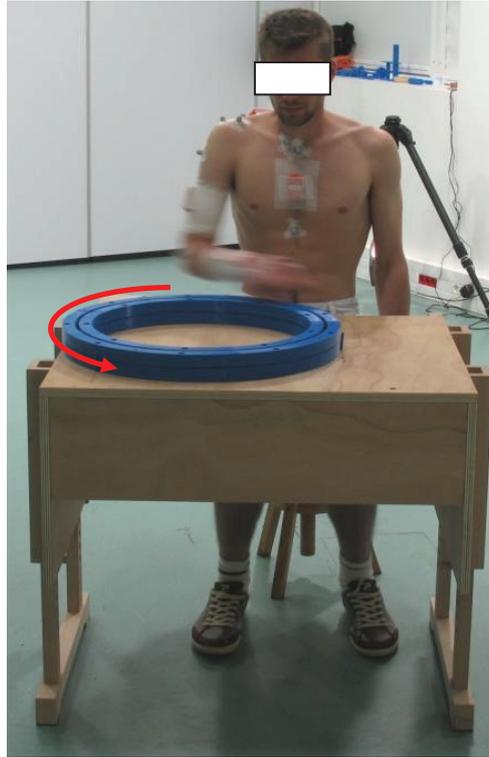


Figure 34 : Illustration du mouvement de rotation de roue réalisé par un sujet

La posture T-pose est maintenue cinq secondes. Chaque mouvement uniaxial correspond à une série de seize rotations uniaxiales consécutives, réalisée à vitesse modérée, en allant jusqu'aux limites articulaires actives du sujet. Le mouvement de rotation circulaire (roue d'un diamètre de 50cm) correspond à une série de vingt cycles de rotation consécutifs exécutés dans le sens anti-horaire, à vitesse modérée. Ce mouvement sollicite majoritairement les articulations du coude et de l'épaule, dans plusieurs degrés de liberté et ce, de manière quasi-répétitive. Le centre de la roue est placé dans l'alignement du membre supérieur droit du sujet, en avant de celui-ci, précisément à une distance de 25 cm (soit le rayon de la roue) de la main du sujet lorsque celui-ci est en position dos droit, bras le long du tronc et coude fléchi à 90°.

Une fois la session de test terminée, les MIMU sont retirés par l'équipe technique en prenant garde de ne laisser aucune marque visible sur les bandes. La session expérimentale suivante peut alors commencer.

Chaque session expérimentale dure en moyenne une heure (30 min pour la session de calibration, 30 min pour la session de test). Les cinq sessions expérimentales sont réalisées au cours de la même journée, sur une plage horaire totale de 6-7 h incluant la préparation du sujet et les pauses inter-sessions.

La session de test n'a pas pour objectif de générer des calibrations MIMU (cet objectif est réservé à la session de calibration) ; son objectif est d'offrir des postures et mouvements servant à les tester, les comparer.

2.2 Données d'entrée de l'analyse cinématique MIMU

Les données d'entrée utilisées dans ce travail correspondent aux orientations 3D des MIMU calculées par l'algorithme de fusion de Xsens. Chaque orientation 3D est représentée par un repère technique, composé de trois axes orthogonaux (et de norme unitaire), exprimé dans un repère global commun (Repère G) (figure 35). Ces données correspondent à des matrices de rotation (R), de dimension 3x3, où chaque colonne représente un des axes techniques du MIMU. Dans la figure 35, les dénominations des repères techniques sont dérivées de l'anglais (s : capteur (s)ensor) ; sT : capteur T(horax) ; sU : capteur B(ras) (U)pperarm) ; sF : capteur A(vant-bras) (F)orearm) ; sH : capteur M(ain) (H)and)).

Note : le segment de la scapula n'est pas représenté car les données du MIMU positionné sur ce segment n'ont pas été utilisées dans ce travail².

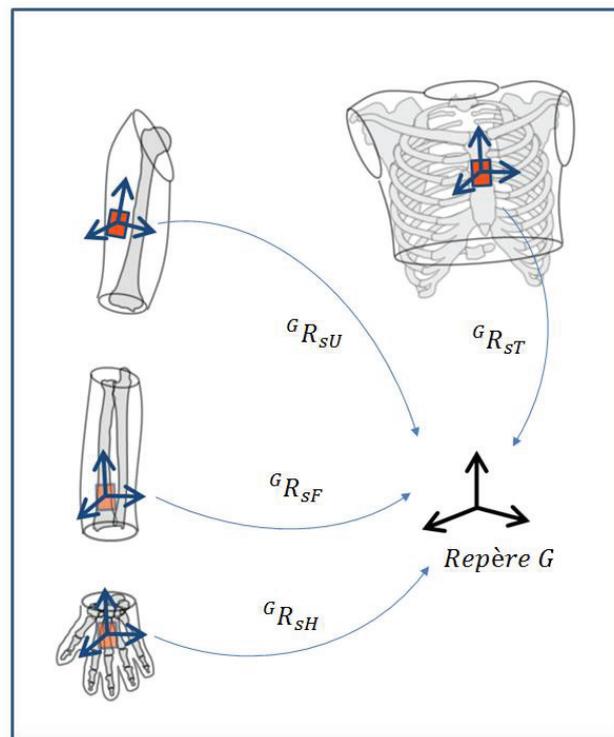


Figure 35 : Expression des repères techniques MIMU dans le repère global (G)

² Le MIMU positionné sur la scapula sera toutefois utilisé dans le dernier chapitre de cette thèse

2.3 Représentation segmentaire recherchée

La représentation segmentaire non-orthonormale, appelée en coordonnées naturelles, a été utilisée dans ce travail. Cette représentation consiste à représenter chaque segment corporel par deux vecteurs de position (r_P , r_D) et deux vecteurs d'orientation (u , w), exprimés dans un repère global commun (Repère G) (figure 36). Les deux vecteurs de position permettent de créer un troisième vecteur d'orientation (v) représentatif de l'axe longitudinal du segment [95]. D'ordinaire, une représentation segmentaire se représente visuellement par un triplé d'axes (orthonormaux) ayant une origine commune, telle que préconisée par l'ISB [84]. La visualisation en coordonnées naturelles privilégie un affichage avec les vecteurs u et w respectivement positionnés au niveau de l'articulation proximale et distale des segments corporels (figure 36). Ce choix s'explique par la représentation articulaire utilisée en aval, il sera présenté par la suite (partie 2.5).

L'axe u est normal au plan frontal du segment, l'axe v est défini comme longitudinal (de l'articulation distale à l'articulation proximale) et l'axe w est appelé axe de flexion (c'est-à-dire, aligné avec l'axe fonctionnel lorsqu'il est estimé ou bien défini comme latéral, dirigé vers la droite) (figure 36). Aucune orthogonalité n'est forcée entre les trois axes u , v et w .

Lorsque des informations d'angles articulaires sont recherchées (et non de positions segmentaires), une représentation segmentaire suffisante peut prendre la forme du triplé d'axes non orthonormaux (u , v , w). La représentation est alors uniquement faite en orientation 3D, sans faire référence aux positions des points P et D (figure 36), ce qui convient parfaitement à l'utilisation des données d'orientation des MIMU.

Lorsque des informations de positions segmentaires sont recherchées, la représentation segmentaire incluant les vecteurs « positions » r_P et r_D est alors nécessaire.

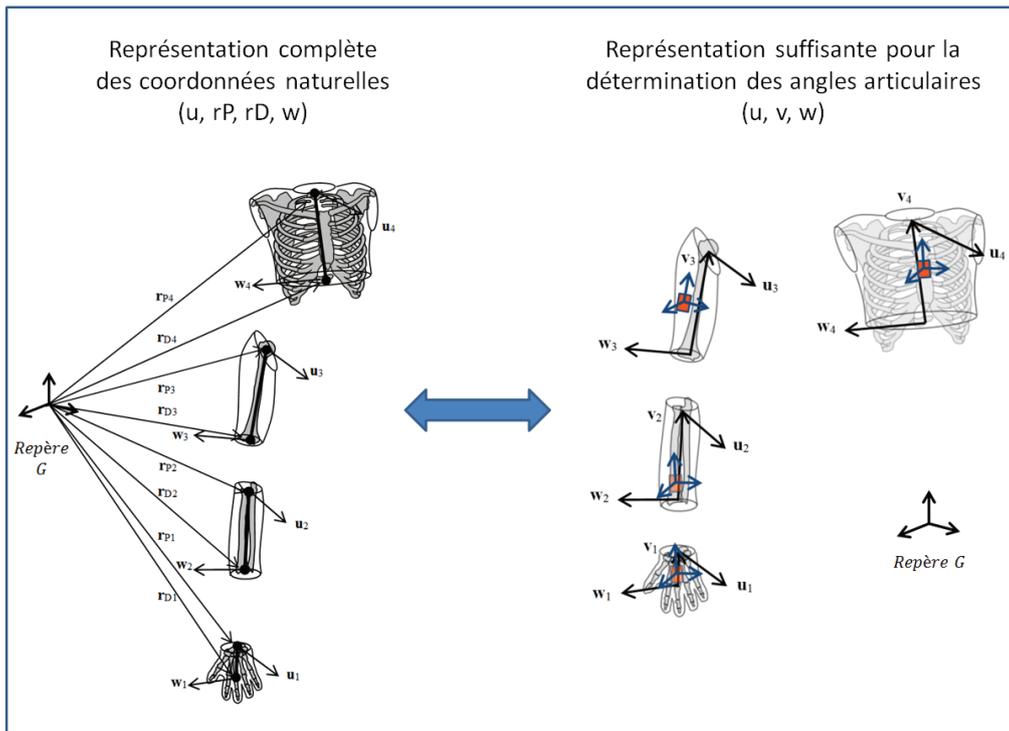


Figure 36 : Les coordonnées naturelles du membre supérieur (à l'exception de la scapula) [104]

La question est donc de savoir comment la relation entre la représentation technique des MIMU et la représentation segmentaire des coordonnées naturelles peut être établie. Cette question permet d'introduire l'étape de calibration MIMU « sensor-to-segment ».

2.4 Calibrations MIMU “sensor-to-segment”

La session de calibration du protocole expérimental (figure x) permet de générer différentes calibrations MIMU « sensor-to-segment » (MIMU-S2S) appartenant aux familles TECH, STATIC, FONCT. Cette relation entre les axes techniques du MIMU et les axes segmentaires du segment sur lequel le MIMU est positionné est constante dans le temps. Ainsi, tout mouvement du segment corporel mesuré par le MIMU est directement traduit dans la représentation segmentaire des coordonnées naturelles (u, v, w).

Dans la suite du document, le terme de calibration MIMU-S2S sera utilisé pour définir l'étape consistant à établir la relation « sensor-to-segment » de la totalité du membre supérieur à partir de MIMU.

2.4.1 Calibration TECH

Le fait d'utiliser un placement de MIMU sur les segments corporels de façon à aligner les axes techniques des MIMU avec l'anatomie des segments, permet d'émettre l'hypothèse que tous les axes u, v, w correspondent aux axes techniques des MIMU (TECH). En fonction du positionnement et de l'orientation des MIMU sur les segments corporels, des ajustements doivent être effectués. A titre d'exemple, l'axe frontal u du thorax va correspondre à l'axe Z du MIMU (figure 37) tandis que les axes frontaux de l'avant-bras et de la main vont correspondre à $-Z$ (les deux MIMU étant positionnés sur les parties dorsales des segments).

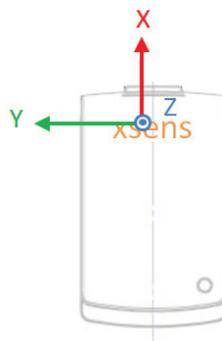


Figure 37 : Orientation des axes techniques X, Y, Z du MIMU (MTw, Xsens)

La calibration TECH représente une première calibration MIMU-S2S possible.

2.4.2 Calibration STATIC

Les deux postures (STATIC_1 and STATIC_2) permettent, à l'instar de la calibration TECH, de générer tous les repères segmentaires du membre supérieur (soit tous ses axes segmentaires). Elles représentent deux autres calibrations MIMU-S2S dans ce travail. La différence existant entre STATIC_1 et STATIC_2 est l'orientation des segments de l'avant-bras et de la main lors de ces postures : la flexion du coude est nulle dans le cas de STATIC_1 et est de 90° dans le cas de STATIC_2. Ces deux calibrations STATIC se basent sur la même hypothèse de départ et le même raisonnement constructif :

- Etape 1 : Définition du repère thorax
- Etape 2 : Duplication du repère thorax à tous les segments corporels

Dans un premier temps, le repère propre au thorax est défini. Faisant l'hypothèse que le sujet se tient à la verticale, l'axe vertical v du thorax peut être assimilé au vecteur gravité. Une seconde hypothèse consiste à dire que l'axe technique Z du MIMU Thorax appartient au plan sagittal du thorax, autrement dit que le MIMU « regarde bien en devant du sujet ». Le plan sagittal du thorax peut alors être déterminé comme étant le plan formé par l'axe v et l'axe technique Z . Un premier produit vectoriel entre v et z permet de déterminer l'axe latéral w (orienté vers la droite) ; un second produit vectoriel entre v et w permet de déterminer l'axe frontal u du thorax (dirigé vers l'avant). Ainsi, le repère segmentaire u, v, w du thorax est calculé, il est alors exprimé dans le repère global des MIMU. Par un changement de repère, le repère segmentaire du thorax est exprimé dans le repère technique du MIMU positionné sur le thorax, établissant ainsi la relation constante « sensor-to-segment » pour le thorax. Dans un second temps, cette relation « sensor-to-segment » est dupliquée à tous les autres segments corporels, faisant l'hypothèse que les segments corporels sont parfaitement alignés lors de ces postures. Des ajustements (à 90° près) propres aux deux postures doivent toutefois être effectués, étant donné que les axes u, v, w ne sont pas tous respectivement orientés vers l'avant, vers le haut et vers la droite du sujet lors des postures STATIC_1 et STATIC_2. Une pronosupination neutre est présente lors des deux postures STATIC_1 et STATIC_2 et la posture STATIC_2 possède, en plus, une flexion du coude de 90°.

Les calibrations TECH, STATIC_1 et STATIC_2 sont des calibrations MIMU-S2S permettant de générer, en une seule étape, la totalité des axes segmentaires du membre supérieur, elles sont appelées calibrations MIMU « tout-axe » dans ce mémoire. Relevons également que ces trois calibrations entraînent une représentation segmentaire orthonormale.

2.4.3 Calibrations FONCT

A l'inverse des calibrations TECH et STATIC, les calibrations FONCT, à savoir les mouvements de calibration shoIE, elbFE, elbPS, wriE, et la calibration STATIC handF, sont dédiées à la définition d'un unique axe segmentaire ; elles sont appelées calibrations « un-axe » dans ce mémoire. Elles permettent respectivement de déterminer les axes v et w du bras, les axes v et w de l'avant-bras et l'axe u de la main. La technique SARA (pour « symmetrical axis of rotation approach ») [129] a été utilisée pour définir les axes segmentaires lors des mouvements de calibration. L'estimation du vecteur gravité, provenant des accéléromètres du MIMU positionné sur la main, permet de définir l'axe segmentaire de la main lors de la posture handF. Ces axes sont directement exprimés dans les repères techniques des MIMU correspondants.

Bien que ces calibrations correspondent à des calibrations FONCT et STATIC, leurs dénominations propres (shoIE, elbFE, elbPS, wriE, handF) seront conservées pour faciliter la lecture du document.

2.4.4 Sélection des calibrations MIMU-S2S

Différentes calibrations MIMU-S2S ont été générées dans ce travail, en utilisant soit une unique calibration « tout-axe » (TECH, STATIC_1, STATIC_2), soit la combinaison d'une calibration « tout-axe » avec une ou plusieurs calibrations « un-axe » (exemple : STATIC_1 + elbFE). Dans ce dernier cas, l'axe généré par une calibration « un-axe » vient remplacer dans la représentation segmentaire finale l'axe en question provenant de la calibration « tout-axe ». Ce concept de calibration « un-axe » est cohérent avec l'idée que les axes segmentaires peuvent être considérés indépendants s'ils ne sont pas forcés à l'orthogonalité, d'où la nécessité d'adopter une représentation segmentaire non-orthonormale.

A titre d'exemple, la figure 38 présente la génération des axes segmentaires u_3 , v_3 , w_3 du segment du bras pour trois calibrations MIMU-S2S différentes (TECH, STATIC_1 et STATIC_1+elbFE). La calibration « STATIC_1 + elbFE », associe la posture de calibration STATIC_1 au mouvement fonctionnel de calibration de flexion/extension du coude. L'étape STATIC_1 permet de générer la totalité des axes segmentaires du MS (axes verts, figure 38). L'étape elbFE vient définir, de façon fonctionnelle, l'axe de flexion du segment bras w_3 (axe vert devenu rouge, figure 38).

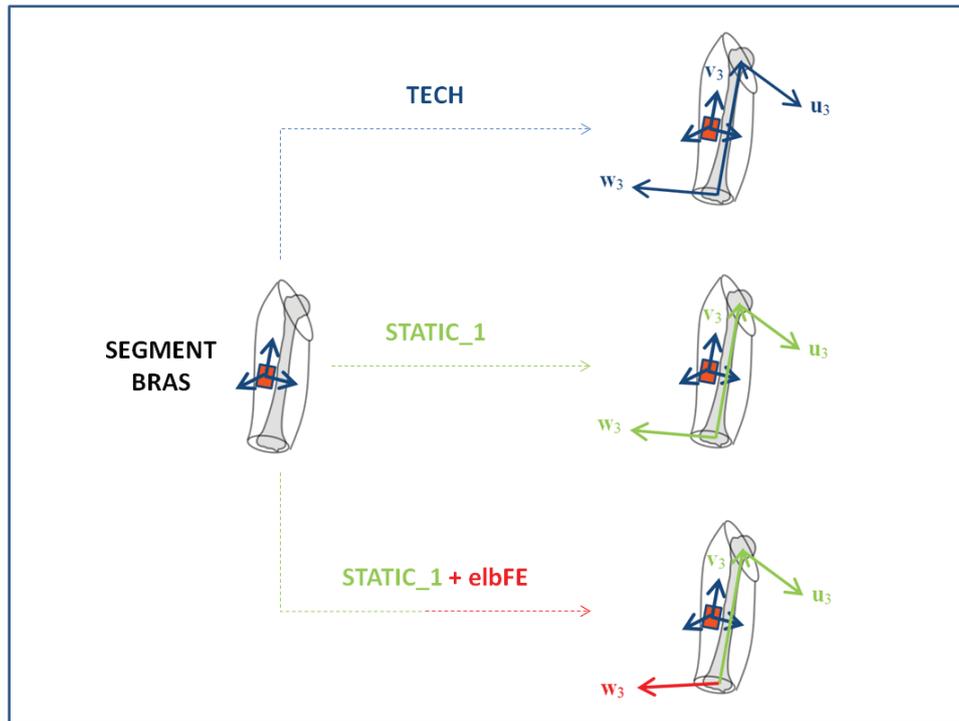


Figure 38 : Représentation segmentaire du bras via les calibrations TECH, STATIC_1 et STATIC_1 + elbFE

Dans ce travail, l'association de plusieurs calibrations FONCT s'est faite en fonction de l'articulation étudiée (elbFE associée à elbPS) et non en fonction du segment corporel (elbFE non associée à shoIE). Ainsi, un total de neuf, neuf et cinq calibrations MIMU-S2S sont respectivement générées pour les articulations du poignet, du coude et de l'épaule (huméro-thoracique) (tableau 3).

Tableau 3 : Calibrations MIMU-S2S testées dans cette étude

	POIGNET	COUDE	EPAULE (huméro-thoracique)
TECH	TECH	TECH	TECH
STATIC	STATIC_1	STATIC_1	STATIC_1
	STATIC_2	STATIC_2	STATIC_2
FONCT	STATIC_1 + wriE	STATIC_1 + elbFE	STATIC_1 + shoIE
	STATIC_1 + handF	STATIC_1 + elbPS	STATIC_2 + shoIE
	STATIC_1 + wriE + handF	STATIC_1 + elbFE + elbPS	
	STATIC_2 + wriE	STATIC_2 + elbFE	
	STATIC_2 + handF	STATIC_2 + elbPS	
	STATIC_2 + wriE + handF	STATIC_2 + elbFE + elbPS	

2.5 Représentation articulaire

La méthode des angles d'Euler consistant à définir le mouvement relatif de deux segments adjacents comme la succession de trois rotations a été utilisée afin de déterminer les angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule. Telles que présentées par l'ISB [84], la première rotation est faite autour d'un axe proximal ($z = w$), la troisième autour d'un axe distal ($y = v$ ou $x = u$) et la deuxième autour d'un axe perpendiculaire à ces deux axes (axe flottant). C'est la raison pour laquelle les axes w et u des coordonnées naturelles sont respectivement positionnées au niveau des articulaires distale et proximale (figure 36).

La méthode des angles d'Euler impose toutefois la transformation de la représentation non orthonormale (u, v, w) en représentation orthonormale (x, y, z) [161]. La question de l'utilité d'une représentation non-orthonormale peut alors logiquement se poser. L'avantage d'utiliser la représentation non-orthonormale des coordonnées naturelles est de pouvoir ajuster l'orthogonalisation des axes segmentaires en fonction de la séquence d'Euler qui sera utilisée par la suite. En d'autres termes, elle offre la possibilité de définir deux repères segmentaires par segment corporel, un pour l'articulation proximale, un pour l'articulation distale. La figure 39 illustre l'étape d'orthogonalisation et de calcul des angles pour l'articulation du coude, où la séquence ZXY, préconisée par l'ISB, a été utilisée.

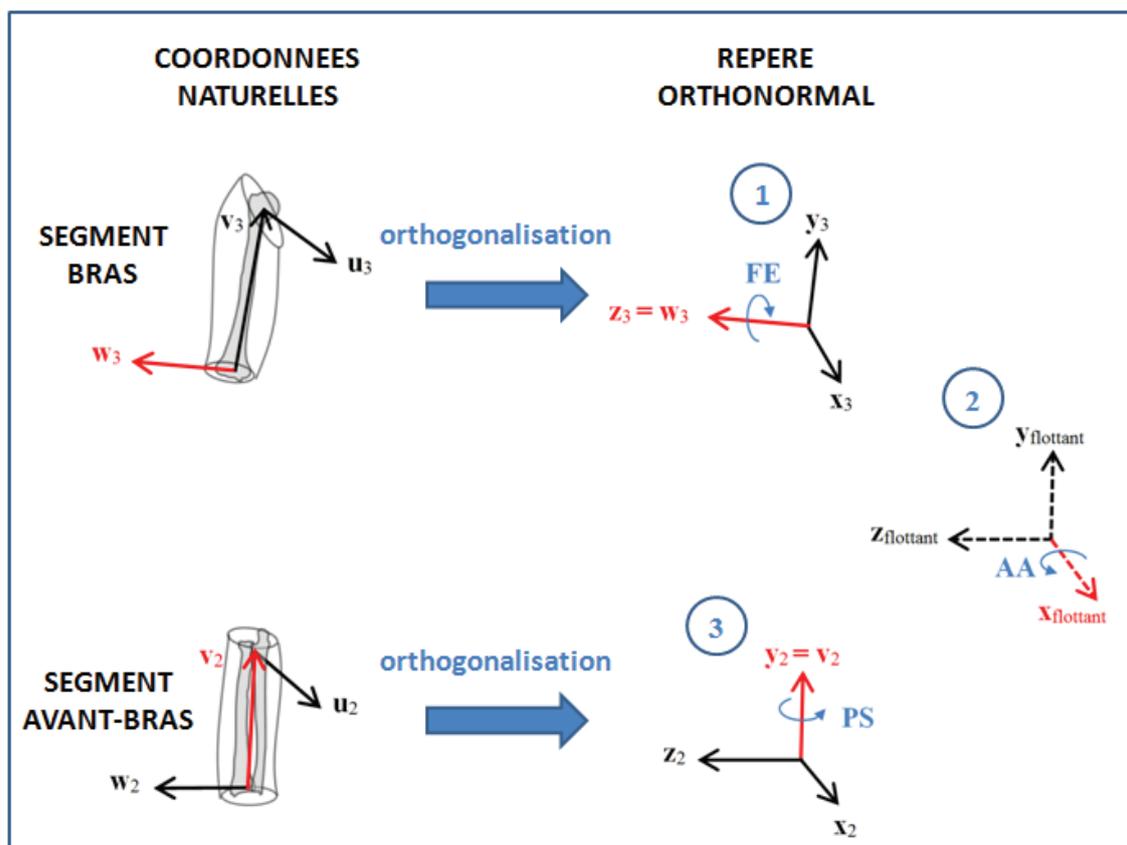


Figure 39 : Calcul des angles articulaires du coude via la séquence Euler ZXY (flexion/extension (FE), abduction/adduction (AA) et pronosupination (PS))

Pour l'articulation du poignet, la séquence ZYX a été privilégiée à celle de l'ISB afin de considérer l'axe de rotation interne/externe comme l'axe flottant (ayant assimilé la pronosupination de l'avant-bras à l'articulation du coude). Ce choix a d'ores et déjà été proposé dans la littérature pour l'articulation de la cheville [99], [103]. Contrairement à l'articulation du coude, le repère segmentaire de l'avant-bras est ici forcé à l'orthogonalité en conservant $z_2 = w_2$ (et non $y_2 = v_2$).

Concernant l'articulation de l'épaule (huméro-thoracique), le choix de la séquence Euler à utiliser reste discuté au sein de la littérature [93], [100], ce choix devant notamment être adapté aux objectifs de l'étude. La séquence ZXY (qui privilégie la flexion) a ainsi été sélectionnée à la fois afin d'éviter toute apparition d'effet « gimbal lock » lors d'élévation du bras autour de 0° et de 180° et car tous les mouvements d'épaule effectués sont réalisés, au moins en partie, dans le plan sagittal (shoFmax, shoAmax dans le plan scapulaire, roue) [93].

2.6 La méthode REF

La méthode REF utilise la position des 17 marqueurs réflecteurs (PX, IJ, SC, C7, T8, AI, AAs, TS, AC, SS, TH, EL, EM, RS, US, MCP2, MCP5) pour déterminer les coordonnées naturelles des segments de la main, de l'avant-bras, du bras, de la scapula et du thorax. La représentation en coordonnées naturelles u , rP , rD et w est ici utilisée étant donné que les données d'entrée REF sont des positions anatomiques. Pour rappel, l'axe longitudinal v d'un segment correspond au vecteur allant du point distal D au point proximal P ($rP - rD$, rP et rD étant les vecteurs « position » des points P et D). La détermination des coordonnées naturelles s'est faite en accord avec les recommandations de l'ISB [84].

De façon générale, les points P et D sont définis comme étant les points milieux de deux points anatomiques (tableau 4). Le centre de l'articulation gléno-humérale (GH, soit P3) a toutefois été estimé par régression [133].

Tableau 4 : Détermination des points P et D via la méthode REF

SEGMENT	POINT ANATOMIQUE	DESCRIPTION
THORAX	P4	Milieu de PX – T8
	D4	Milieu de IJ – C7
BRAS	P3	GH (par régression)
	D3	Milieu de EM - EL
AVANT-BRAS	P2 = D3	
	D2	Milieu de RS - US
MAIN	P1 = D2	
	D1	Milieu de MCP2 – MCP5

La totalité des axes longitudinaux v des segments corporels correspondent aux vecteurs allant du point distal D au point proximal P ($rP - rD$).

Les axes frontaux u et latéraux w ont été calculés, au plus près des recommandations de l'ISB. En règle générale, ils sont définis comme étant le vecteur reliant deux points anatomiques (exemple : $w2 = RS-US$) ou sont calculés par le biais d'un produit vectoriel (exemple : $u2 = v2 \wedge w2$). Les axes de la scapula ont toutefois été calculés par régression.

Pour plus de détails concernant la définition des axes u et w REF du membre supérieur, le lecteur peut s'orienter vers l'annexe 6.

La même représentation articulaire que celle présentée pour les MIMU a été utilisée pour la méthode REF, autorisant ainsi la comparaison de leurs données angulaires de sortie.

2.7 Données angulaires de sortie

Les données angulaires de sortie correspondent aux sept angles articulaires du membre supérieur de flexion/extension (FE) et abduction/adduction (AA) du poignet, de flexion/extension (FE) du coude, de pronosupination (PS) de l'avant-bras, de flexion/extension (FE), abduction/adduction (AA) et rotation interne/externe (IER) de l'épaule. Les angles de rotation interne/externe du poignet et d'abduction/adduction du coude, bien que supposés inexistantes ici, restent des données angulaires exploitables car représentatives de l'effet cross-talk et sont donc intégrés dans les données angulaires de sortie. Les conventions de signe des angles articulaires ainsi que les positions articulaires neutres sont spécifiées dans le tableau 5. Bien qu'un MIMU ait été positionné sur la scapula, aucune donnée angulaire propre à l'articulation scapulo-thoracique n'est investiguée dans ce mémoire.

Tableau 5 : Liste des angles articulaires du membre supérieur étudiés

ARTICULATION	SEQUENCE EULER	ANGLE	CONVENTION DE SIGNE	POSITION ARTICULAIRE NEUTRE
POIGNET	ZYX = FE-IER-AA	FE	Flexion (+) Extension (-)	0°
		AA	Adduction (+) Abduction (-)	0°
		IER	Rot. Interne (+) Rot. Externe (-)	0°
COUDE	ZXY = FE-AA-PS	FE	Flexion (+) Extension (-)	0°
		AA	Adduction (+) Abduction (-)	0°
		PS	Pronation (+) Supination (-)	90°
EPAULE (huméro-thoracique)	ZXY = FE-AA-IER	FE	Flexion (+) Extension (-)	0°
		AA	Adduction (+) Abduction (-)	0°
		IER	Rot. Interne (+) Rot. Externe (-)	0°

Ces données angulaires sont disponibles pour chacune des calibrations MIMU-S2S sélectionnées ainsi que pour la méthode REF.

Le chapitre de thèse suivant se focalise spécifiquement sur la détermination des angles articulaires du membre supérieur. Les neuf angles articulaires listés dans le tableau 5 sont étudiés dans ce travail.

CHAPITRE 3

**DETERMINATION
DES ANGLES ARTICULAIRES
A PARTIR DE CAPTEURS INERTIELS**

3 DETERMINATION DES ANGLES ARTICULAIRES A PARTIR DE CAPTEURS INERTIELS

La technologie des capteurs inertiels (MIMU) est parfaitement adaptée à la détermination des angles articulaires car une modélisation basée uniquement sur des informations d'orientation 3D, et non de positions 3D, suffit à les décrire. Ce chapitre s'intéresse spécifiquement à cette problématique, pour la détermination des angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule (articulation huméro-thoracique).

Une première question posée concerne l'identification des paramètres ou sources de variabilité qui influent sur les données angulaires. Une approche statistique globale sur un jeu de données particulier est proposée. Elle permet d'identifier la présence/absence des effets de la calibration MIMU-S2S, de l'expérimentateur et du sujet, tout en quantifiant certaines variabilités. L'approche de cette première partie se veut volontairement globale, apportant une vue d'ensemble avant d'introduire les spécificités de la partie suivante. Elle propose toutefois quelques valeurs quantitatives générales de variabilité sur lesquelles la communauté scientifique peut s'appuyer.

La seconde partie représente la partie centrale de ce chapitre de thèse. Elle se focalise spécifiquement sur la comparaison des calibrations MIMU-S2S. A l'inverse de la partie précédente, cette partie se veut volontairement poussée notamment afin de répondre au manque d'exhaustivité de la littérature sur ce sujet. Des données expérimentales complètes, couvrant la totalité de la plage des amplitudes articulaires de chacun des degrés de liberté du membre supérieur sont analysées. Une variabilité humaine « étendue » est présente, à savoir la variabilité intra/inter sujet et la variabilité intra/inter expérimentateur (incluant le repositionnement des MIMU). La comparaison des calibrations MIMU-S2S s'appuie à la fois sur des résultats de justesse (i.e. proche d'une référence) et de fidélité (représentative de la reproductibilité du système) des données angulaires finales. Au-delà de la comparaison inter-calibrations MIMU-S2S, ce travail caractérise, au plus près d'une réalité d'utilisation finale, la précision globale des données angulaires provenant d'un système utilisant des MIMU.

Enfin, une troisième partie vient compléter ce travail en proposant une approche orientée « utilisateur final du système », c'est-à-dire en apportant des éléments de réponse propres à l'interprétation finale des données angulaires. Cette partie conserve l'approche comparative des calibrations MIMU-S2S de la seconde partie. Elle se focalise, ici, sur une recherche de la minimisation de l'effet « cross-talk » (mouvements non attendus sur des degrés de liberté non existants voire non sollicités) et sur le respect des limites physiologiques (amplitudes maximales) des différentes calibrations MIMU-S2S.

- Chapitre 3-A : Identification des paramètres influents
- Chapitre 3-B : Comparaison quantitative des calibrations : justesse et fidélité
- Chapitre 3-C : Comparaison quantitative des calibrations : interprétabilité

Chacune de ces parties comprend une description de sa méthodologie propre qui vient compléter la méthodologie commune présentée dans le chapitre 2 de cette thèse.

Note : de par ses trois parties distinctes, ce chapitre 3 est très volumineux. Ce choix de présentation s'explique par le souhait de proposer une synthèse générale, en fin de chapitre, qui regroupe les différentes questions de recherche étudiées. Des recommandations générales concernant l'étape de calibration MIMU-S2S sont notamment proposées.

CHAPITRE 3-A

**IDENTIFICATION
DES PARAMETRES INFLUENTS**

3.1 Identification des paramètres influents

3.1.1 Méthodes

Comme expliqué dans la synthèse de l'état de l'art, différents paramètres/variabilités peuvent influencer sur la précision finale des données angulaires. Cette partie s'intéresse spécifiquement à cette question en utilisant comme données d'observation toutes les données angulaires du membre supérieur (soit les 9 angles) provenant de chacune des calibrations MIMU-S2S testées (9 au poignet, 9 au coude, 5 à l'épaule) et de la méthode REF, pour la totalité des sessions expérimentales effectuées (5 x 10 sujets = 50 sessions), lors du mouvement de test Roue. Plus particulièrement, les données exploitées correspondent aux amplitudes de mouvement de chacun des cycles de roue réalisés, pour chacun des angles articulaires poignet, coude, épaule (3x3 angles) :

$$\text{Data}(C_i) = \text{abs}(\text{max}(C_i) - \text{min}(C_i)) \quad \text{avec } C_i \text{ le cycle de Roue } i$$

Pour rappel, 20 cycles de roue étaient réalisés lors d'une session expérimentale.

Une analyse statistique, basée sur l'utilisation d'un modèle linéaire mixte, a été effectuée (via le logiciel STATA) afin d'identifier les paramètres/variabilités qui ont un effet, au sens statistique du terme, sur les données d'amplitudes articulaires. L'utilisation d'un modèle linéaire mixte a été privilégiée par rapport à l'utilisation d'un modèle ANOVA (Analysis Of Variance) classique au vu de sa plus grande puissance statistique. Cette plus grande puissance statistique s'explique par un ajustement du modèle statistique sur les données expérimentales, non pas par moindres carrés (comme ceci est réalisé via une ANOVA classique) mais par maximum de vraisemblance (ajustement itératif). Enfin, il doit être précisé que l'utilisation d'un modèle linéaire mixte inclut le calcul de tests post-hoc (tests répandus au sein de la littérature scientifique et classiquement faits en complément d'un test « ANOVA classique »).

Dans un premier temps, il apparaît utile d'expliquer le principe de cette approche statistique, qui peut se décomposer en deux phases : (1) la création d'un modèle statistique (linéaire mixte) en utilisant des informations a priori et (2) la confrontation de ce modèle statistique aux données expérimentales (à savoir ici, les amplitudes de mouvement des 9 DDLs lors du mouvement Roue). Concernant la création du modèle statistique, il s'agit de lui associer différentes variables représentatives des données expérimentales. Dans le cas de ce travail, la variable à expliquer est l'amplitude de mouvement de chacun des 9DDLs lors de chaque cycle de Roue et les variables explicatives sont :

- Le numéro de l'expérimentateur (EXP) : A, B, C
- Le numéro de répétition de l'expérimentateur (ORDRE) : 1, 2, 3
- Le numéro du sujet (SUJ) : 1, 2, ..., 10

- Le numéro de la calibration MIMU-S2S ou REF (METH) : 1, 2, ..., 6 (pour l'épaule) ou 1, 2, ..., 10 (pour le poignet et le coude)

Chacune de ces variables explicatives peut alors être définie « à effet fixe » ou « à effet aléatoire ». Le fait de considérer une variable à effet fixe signifie qu'elle peut être reproduite (par une autre équipe de recherche par exemple) et que son effet significatif ou non sur les données peut être recherché (et non sa variance). On retrouve ici les variables METH et ORDRE. A l'inverse, définir une variable à effet aléatoire signifie que l'on considère (a priori) que cette variable a un effet sur les données et également qu'elle ne peut pas être reproduite ; on retrouve ici les variables EXP ET SUJ. Dans le cas d'une variable « à effet aléatoire », il est intéressant de noter que sa variance peut être évaluée.

Il doit ensuite être vérifié que le modèle statistique créé représente convenablement les données expérimentales. Pour cela, il est important de vérifier la courbe de distribution du résidu, le résidu correspondant à la part des données expérimentales non représentées par le modèle statistique. Le résidu doit alors suivre approximativement une loi normale (symétrique et peu aplatie). Cette condition étant rencontrée dans ce travail, des tests statistiques standards (paramétriques) ont pu être utilisés.

Une fois le modèle créé et validé, la seconde étape de l'approche statistique consiste à le confronter aux données expérimentales. Cette phase correspond à poser les questions « est-ce que cette variable participe à la description statistique des données expérimentales ? », ce qui revient à poser « y-a-t-il un effet statistiquement significatif de cette variable sur les données expérimentales ? ». Ainsi, différents tests statistiques peuvent être utilisés comme le test de Wald ou plus généralement le test du rapport de vraisemblance pour comparer des modèles nichés (i.e. avec une base commune). Lors d'une comparaison simultanée de plusieurs tests, une correction pour multiplicité par la méthode de Holm [162] a été appliquée.

Pour répondre aux différentes questions statistiques inhérentes à ce travail, plusieurs modèles statistiques ont été créés. Ces modèles ont le même socle commun mais peuvent quelque peu différer au niveau des données considérées (voire de certaines variables).

3.1.1.1 *Modèle 1*

Le modèle 1 est tel que représenté dans le tableau 6. Les données angulaires utilisées proviennent de toutes les calibrations MIMU-S2S générées et de la méthode REF.

Tableau 6 : Description du modèle statistique 1

Type de la variable	Nom de la variable	Détails	Valeurs possibles
A effet fixe	METH	Calibrations MIMU-S2S + REF	1, 2, ..., 10
	ORDRE	Ordre des expérimentateurs	1, 2, 3
A effet aléatoire	EXP	Identifiant des Expérimentateurs	1, 2, 3 (pour A, B, C)
	SUJ	Identifiant des Sujets	1, 2, ..., 10

La question statistique posée ici, via ce modèle, est de savoir si chacune des calibrations MIMU-S2S est significativement différente de la méthode REF.

3.1.1.2 Modèle 2

Le modèle 2 correspond au modèle 1 en ayant exclu les données provenant de la méthode REF. Ainsi, exclusivement les calibrations MIMU-S2S sont présentes dans la variable METH (tableau 7).

Tableau 7 : Description du modèle statistique 2

Type de la variable	Nom de la variable	Détails	Valeurs possibles
A effet fixe	METH	Calibrations MIMU-S2S	1, 2, ..., 9
	ORDRE	Ordre des expérimentateurs	1, 2, 3
A effet aléatoire	EXP	Identifiant des Expérimentateurs	1, 2, 3 (pour A, B, C)
	SUJ	Identifiant des Sujets	1, 2, ..., 10

Les questions statistiques posées via ce modèle 2 sont :

- Y-a-t-il un effet de la calibration MIMU-S2S (METH) ?
- Y-a-t-il un effet de l'expérimentateur (EXP) ?
- Quel est l'écart-type inter-EXP ?
- Quel est l'écart-type inter-SUJ ?
- Quel est l'écart-type du résidu ? (= intra-EXP + intra-SUJ)

- Quel est l'écart-type intra-EXP ?

L'effet de la calibration MIMU-S2S est questionné en utilisant le test de Wald, tandis que le test du rapport de vraisemblance (à utiliser pour une variable à effet aléatoire) a été utilisé pour déterminer l'effet expérimentateur. Les trois premiers écart-types listés correspondent aux valeurs d'écart-types directement estimés par le modèle statistique (EXP et SUJ étant des variables à effet aléatoire). L'écart-type intra-EXP est, quant à lui, calculé à partir des valeurs de la variable à effet fixe ORDRE (1, 2, 3).

3.1.1.3 Modèle 3

Le modèle 3 correspond au modèle 2, auquel la calibration MIMU-S2S « TECH » a été retirée des données et où la variable METH a été remplacée par 2 voire 3 variables distinctes (tableau 8). L'utilisation de ces 2/3 variables à la place de METH permet de considérer la redondance des différentes étapes de calibration : une variable représente la calibration statique utilisée (ST), les deux autres représentent les calibrations fonctionnelles utilisées (F1 dans le cas de l'épaule / F1 et F2 dans le cas du poignet et du coude). Elles offrent ainsi une description plus détaillée des calibrations MIMU-S2S.

Tableau 8 : Description du modèle statistique 3

Type de la variable	Nom de la variable	Détails	Valeurs possibles
A effet fixe	ST	Calibration statique utilisée	1 ou 2
	F1	Calibration FONCT 1 utilisée ?	0 ou 1
	F2	Calibration FONCT 2 utilisée ?	0 ou 1
	ORDRE	Ordre des expérimentateurs	1, 2, 3
A effet aléatoire	EXP	Identifiant des Expérimentateurs	1, 2, 3 (pour A, B, C)
	SUJ	Identifiant des Sujets	1, 2, ..., 10

Ce modèle permet de tester s'il y a une différence significative entre STATIC_1 et STATIC_2 (test de Wald), si toutes les étapes de calibration fonctionnelle participent (ou non) à la description statistique des données et s'il y a la présence d'interactions (simple ou double)

entre les différentes étapes de calibration (test du rapport de vraisemblance). La présence d'une interaction, par exemple entre ST et F1 (elbFE) pour le coude, signifie une dépendance entre ces deux étapes de calibration. Dans ce cas, l'influence de F1 sur les données angulaires ne peut pas être résumée à sa seule présence. L'absence d'interaction entre les étapes de calibration représente la situation idéale, l'influence de chaque étape de calibration étant alors indépendante des autres.

Pour la totalité des modèles statistiques, lorsqu'un effet significatif est questionné, celui-ci est jugé significatif lorsque la valeur-p est inférieure à 0,05 et non significatif autrement.

3.1.2 Résultats

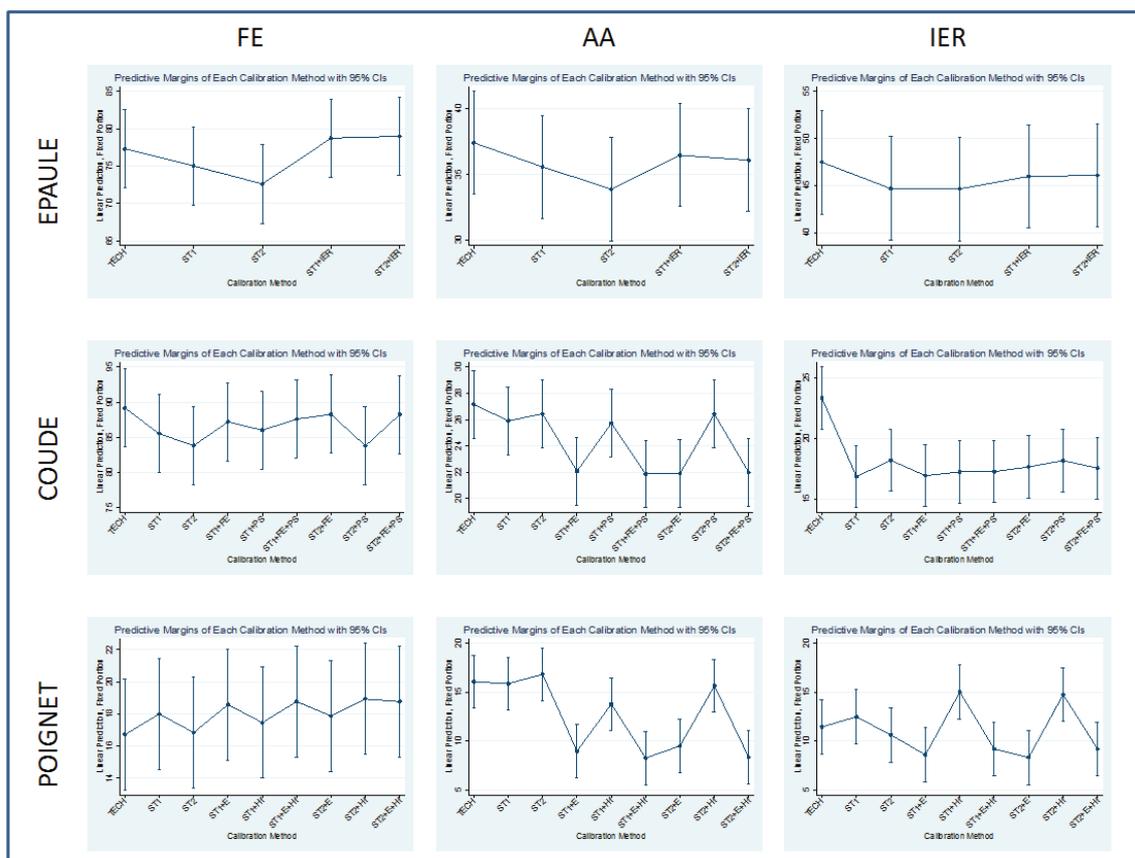
Les tests propres au modèle statistique 1, montrent que toutes les méthodes MIMU apparaissent comme statistiquement différentes de la méthode REF et ce, pour la totalité des angles articulaires observés (N=9) (tableau 9).

La confrontation du modèle statistique 2 aux données expérimentales montre que les variables expérimentateur (EXP) et calibrations MIMU-S2S (METH) ont un effet statistiquement significatif sur la totalité des angles articulaires, à l'exception de la variable EXP sur l'angle d'abduction-adduction du coude. Les écart-types inter-EXP et intra-EXP estimés sont tous deux inférieurs à 3°. L'écart-type inter-SUJ estimé par le modèle est de plus grande valeur, compris entre 3,6° et 8,2°. Quant à l'écart-type estimé du résidu (intra-EXP + intra-SUJ), celui-ci est du même ordre de grandeur, soit entre 2,9° et 7,2°.

Tableau 9 : Synthèse des résultats de l'analyse statistique sur les données d'amplitude de mouvement (9 angles) lors du mouvement Roue (modèles 1 et 2)
 * p = 0,0973 pour STATIC_2
 ** Résidu = intra-EXP + intra-SU

ANGLE	Amplitude de mvmt (RoM) (°)	EFFET SIGNIFICATIF ?			ECART-TYPE ESTIME [Int Conf.] (°)				
		Modèle 1		Modèle 2		Modèle 2			
		REF vs each MIMU	EXP	METH	inter-EXP	inter-SUJ	Résidu**	intra-EXP	
EPAULE	FE	oui all p = 0,0000	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	2,4 [1,0 - 5,9]	7,2 [4,6 - 11,2]	5,8 [5,7 - 6,0]	3,0	
	AA	oui all p = 0,0000	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	1,1 [0,4 - 3,0]	6,0 [3,8 - 9,3]	4,9 [4,8 - 5,0]	0,7	
	IER	oui all p = 0,0000	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	1,8 [0,7 - 4,5]	8,2 [5,3 - 12,8]	6,3 [6,2 - 6,5]	3,0	
COUDE	FE	oui all p = 0,0000	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	2,7 [1,1 - 6,5]	7,5 [4,8 - 11,6]	7,0 [6,9 - 7,1]	1,8	
	AA	oui all p = 0,0000	non p = 0,8170	oui p = 0,0000	0,1 [0,0 - 8,6]	4,1 [2,6 - 6,4]	4,8 [4,7 - 4,8]	1,3	
	IER	oui all p = 0,0000	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	0,8 [0,3 - 2,2]	3,7 [2,4 - 5,8]	7,2 [7,0 - 7,3]	0,8	
POIGNET	FE	oui all p = 0,0000	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	1,5 [0,6 - 3,7]	4,8 [3,1 - 7,5]	4,2 [4,1 - 4,2]	0,7	
	AA	oui all p = 0,0000	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	0,6 [0,3 - 1,7]	4,2 [2,7 - 6,5]	4,6 [4,6 - 4,7]	0,7	
	IER	oui* p < 0,001 (8/9)	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	1,4 [0,6 - 3,4]	3,6 [2,3 - 5,6]	2,9 [2,9 - 3,0]	1,0	

La figure 40 présente les valeurs des amplitudes articulaires estimées à partir du modèle 2, pour chacune des calibrations MIMU-S2S, pour les angles de flexion/extension (FE), d'abduction/adduction (AA) et de rotation interne/externe (IER), concernant les articulations du poignet, du coude et de l'épaule. L'objectif de cette figure n'est pas d'offrir une visualisation détaillée des calibrations, mais une vision d'ensemble. Il est ainsi possible d'observer des comportements relativement homogènes pour certains angles, l'angle IER de l'épaule par exemple, et hétérogènes pour d'autres, comme les angles AA et IER du coude. Dans tous les cas, un effet significatif de la méthode de calibration MIMU (METH) a été observé.



Détails : les calibrations sont en abscisse, les amplitudes articulaires lors du mouvement Roue (°) en ordonnées.

Figure 40 : Marges prédictives avec un intervalle de confiance de 95% estimées par le modèle 2, pour chacune des calibrations MIMU-S2S.

Les tests effectués à partir du modèle statistique 3 permettent d'entrevoir d'éventuelles différences ou similitudes selon les calibrations MIMU-S2S (tableau 10). Ainsi, les calibrations statiques STATIC_1 et STATIC_2 apparaissent significativement différentes pour la grande majorité des angles (hormis un angle de l'épaule et un angle du poignet). De façon générale, toutes les étapes de calibration contribuent de façon significative à la description des données d'amplitude, à l'exception de l'étape de calibration elbPS (notée F2 pour le

coude) pour la totalité des angles du coude (FE, AA et IER). Concernant les résultats propres aux interactions, ceux-ci mettent en avant la présence d'un grand nombre d'interactions entre les différentes étapes de calibration pour les articulations de l'épaule et du poignet, tandis que l'articulation du coude apparaît bien moins sujette à de tels phénomènes d'interdépendance.

Tableau 10 : Tests statistiques supplémentaires réalisés à partir du modèle statistique 3

ANGLE		EFFET SIGNIFICATIF ?			INTERACTION ?		
		ST	F1	F2	ST & F1	ST & F2	ST & F1 & F2
EPAULE	FE	oui p = 0,000	oui p = 0,0000		oui p = 0,0000		
	AA	oui p = 0,000	oui p = 0,0000		oui p = 0,0003		
	IER	non p = 0,932	oui p = 0,0000		non p = 0,7795		
COUDE	FE	oui p = 0,000	oui p = 0,0000	non p = 0,5898	oui p = 0,0000	non p = 0,2103	non p = 0,9885
	AA	oui p = 0,000	oui p = 0,0000	non p = 0,8940	oui p = 0,0114	non p = 0,4063	non p = 0,9631
	IER	oui p = 0,000	non p = 0,3834	non p = 0,7816	non p = 0,1048	non p = 0,2785	non p = 0,9750
POIGNET	FE	non p = 0,919	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	oui p = 0,0194	oui p = 0,0000	oui p = 0,0001
	AA	oui p = 0,005	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	oui p = 0,0000	non p = 0,3862	oui p = 0,0004
	IER	oui p = 0,000	oui p = 0,0000				

Epaule : F1 = shoIE

Coude : F1 = elbFE, F2 = elbPS

Poignet : F1 = wriE, F2 = handF

3.1.3 Discussion

Les tests statistiques proposés dans ce travail ont été effectués sur un jeu de données cinématiques spécifiques, à savoir (1) des amplitudes articulaires (2) mesurées lors d'un mouvement circulaire du membre supérieur (Roue). Ce mouvement sollicite principalement les 3 DDL de l'épaule et de la flexion du coude (RoM de [35.1° – 84.3°]) et très peu les autres DDL (RoM \leq 22.7°), notamment ceux de l'articulation du poignet. Les résultats présentés doivent être considérés au regard de cette information.

Le fait que toutes les calibrations MIMU-S2S apparaissent significativement différentes de la méthode REF concernant des données d'amplitude articulaire peut poser question. Ceci étant, il doit être précisé que ces deux systèmes de mesure ne subissent pas les mêmes effets des artéfacts de tissus mous [63] (les marqueurs optoélectroniques n'étant pas positionnés sur les MIMU). De plus, la détermination des axes segmentaires via ces deux technologies s'opère de deux façons bien distinctes [63] (posture/mouvement fonctionnel VS points anatomiques). Ceci entraîne nécessairement un désalignement de certains axes segmentaires et donc de possibles variantes dans la représentation articulaire finale en angles d'Euler.

Concernant la variable METH (calibrations MIMU-S2S), il est important de noter qu'un effet statistiquement significatif a été observé pour la totalité des angles articulaires, alors même que la visualisation des graphes laisserait présumer de certains comportements homogènes (figure 40). Concernant l'effet de l'expérimentateur (EXP), bien que jugé significatif, celui-ci a une influence relativement faible sur les données angulaires finales, soit de l'ordre de 3°. Ces deux points soulèvent la question (généralisable à une majorité d'études scientifiques) de l'interprétation de la significativité des résultats. Il apparaît ainsi important de ne pas dissocier la significativité statistique d'un paramètre, de la variabilité (quantifiée) qu'il entraîne.

3.1.4 Conclusion

Cette analyse statistique met en lumière le fait que l'expérimentateur (en charge des étapes de positionnement et des calibrations MIMU-S2S), ainsi que le choix de la calibration MIMU-S2S utilisée, influent de façon statistiquement significative les données cinématiques du membre supérieur mesurées à partir de MIMU.

Une estimation des écart-types inter-EXP et inter-SUJ respectivement inférieurs à 3° et de l'ordre de [3,6° - 8,2°], donne la possibilité à la communauté scientifique de s'appuyer sur (ou de confronter) ces valeurs dans de futurs travaux.

Cette partie n'a pas pour objectif de distinguer/comparer les calibrations MIMU-S2S entre elles. Les tests statistiques effectués à partir du modèle 3 permettent d'illustrer d'éventuelles tendances quant à l'apport (ou non) de certaines étapes de calibration ; en s'intéressant à la significativité statistique et non à la quantification des variabilités.

La partie suivante de ce chapitre propose, de ce fait, une étude comparative, quantitative et utilise comme données d'observation la totalité des mouvements réalisés dans le protocole expérimental (six mouvements uniaxiaux réalisés à amplitude maximale ainsi que le mouvement pluri-articulaire Roue).

CHAPITRE 3-B

**COMPARAISON QUANTITATIVE
DES CALIBRATIONS**

Justesse & Fidélité

3.2 Comparaison quantitative des calibrations : justesse et fidélité

Cette partie se focalise spécifiquement sur la comparaison quantitative des calibrations MIMU-S2S. Son objectif est double : (1) apporter des éléments de réponse pour orienter le chercheur dans son choix de calibration, (2) caractériser de façon la plus globale possible la précision de données angulaires du membre supérieur provenant de MIMU.

Ce travail a fait l'objet d'un article scientifique publié dans la revue Sensors, en Juillet 2015, [163] (revue « open-access »).

3.2.1 Méthodes

Pour ce travail, les données d'observation correspondent à la totalité des valeurs d'angles articulaires générées, et non à des amplitudes articulaires par cycle de mouvement comme ceci était le cas dans la partie précédente.

Les valeurs des angles articulaires ont été calculées pour toutes les calibrations MIMU-S2S (au nombre de 9 pour les articulations du poignet et du coude, au nombre de 5 pour l'articulation de l'épaule) et la méthode REF, pour la totalité des mouvements tests du protocole expérimental. Pour rappel, ces mouvements correspondent à des mouvements uniaxiaux, réalisés à amplitude maximale, de flexion/extension du poignet (wriFEmax), d'abduction/adduction du poignet (wriAmax), de flexion/extension du coude (elbFEmax), de flexion de l'épaule (shoFmax), et d'abduction de l'épaule dans le plan scapulaire (shoAmax) ainsi qu'au mouvement pluri-articulaire « Roue ». Le mouvement de pronosupination de l'avant-bras (session de calibration), réalisé à amplitude maximale, est également ajouté à cette comparaison (elbPSmax).

La justesse (différence avec la REF) et la fidélité (reproductibilité) des données angulaires sont évaluées dans ce travail.

3.2.1.1 Evaluation de la justesse

La justesse des données angulaires provenant des différentes calibrations MIMU-S2S, soit leur différence avec les données angulaires de référence, est évaluée en utilisant deux indicateurs statistiques :

- Le coefficient de corrélation multiple inter-protocole (CMCip)
- L'erreur quadratique moyenne (RMSE)

Le CMCip est un indicateur statistique, reformulé par Ferrari et al. [164] d'après des travaux originaux de Kadaba et al. [165]. Il permet de quantifier la similarité entre des courbes de données provenant de deux protocoles différents (inter-protocole), en considérant des différences de forme, d'offset, de corrélation et d'amplitude de mouvement [9], [164]. Il est utilisé, dans ce travail, afin de quantifier la similarité de la courbe d'angle calculé par une calibration MIMU-S2S et la courbe d'angle calculé par la méthode REF. Une valeur de CMCip est calculée pour chaque session expérimentale (Eq. 1). Cette approche est répétée pour chacune des calibrations MIMU-S2S.

$$CMC_{ip_sess} = \sqrt{1 - \frac{\sum_{c=1}^C \left[\sum_{p=1}^P \sum_{f=1}^{F_c} (Y_{cpf} - \overline{Y_{cf}})^2 / CF_c(P-1) \right]}{\sum_{c=1}^C \left[\sum_{p=1}^2 \sum_{f=1}^{F_c} (Y_{cpf} - \overline{Y_c})^2 / C(F_cP-1) \right]}} \quad (Eq.1)$$

avec C = nombre de cycles de mouvement,
P = nombre de protocoles (ici 2 : MIMU et REF)
F_c = nombre d'échantillons (frames) du cycle de mouvement c

$\overline{Y_{cpf}}$ = valeur angulaire de l'échantillon f, du protocole p, du cycle c

$\overline{Y_{cf}}$ = valeur angulaire moyenne de l'échantillon f, du cycle c (i.e. protocole moyen)

$\overline{Y_c}$ = valeur angulaire moyenne du cycle c.

Remarque : la variable Y regroupe, ici, les valeurs angulaires de la méthode REF et de la calibration MIMU-S2S.

Une similarité entre les courbes entraîne une valeur de CMCip qui tend vers « 1 », une absence de similarité entraîne une valeur tendant vers « 0 ». Quatre seuils de similarité sont considérés [166]:

- très bonne (≥ 0.85),
- bonne (0.75-0.85),
- modérée (0.65-0.75),
- mauvaise (< 0.65).

Le second indicateur utilisé est l'erreur quadratique moyenne (RMSE) calculée entre les données angulaires provenant des calibrations MIMU-S2S et celles de la méthode REF (Eq. 2). Cet indicateur est calculé pour chaque session expérimentale (Eq. 2).

$$RMSE_{sess} = \sqrt{\frac{\sum_{f=1}^F (Y_{ref_f} - Y_{MIMU_f})^2}{F}} \quad (Eq.2)$$

avec F = nombre d'échantillons (frames) du cycle de mouvement c

Y_{ref_f} = valeur angulaire REF à l'échantillon f

Y_{MIMU_f} = valeur angulaire MIMU à l'échantillon f

Les deux indicateurs, CMCip et RMSE, sont calculés pour chaque session en utilisant le jeu de données angulaires complet et sont ensuite moyennés sur la totalité des sessions de l'expérience (N=50 sessions). Ils sont calculés pour chaque angle étudié.

3.2.1.2 Evaluation de la fidélité

La fidélité des données angulaires obtenues via les différentes calibrations MIMU-S2S et via la méthode REF a été évaluée en utilisant deux approches : l'approche proposée par Schwartz et al. [167] et le coefficient de corrélation multiple intra-protocole (CMCwp) [164]. Au préalable, les données angulaires propres à chaque session ont été découpées en cycles de mouvement uniformes. Selon Schwartz et al., [167], la reproductibilité globale d'un système peut être divisée en erreurs dites intrinsèque et extrinsèque. L'erreur intrinsèque correspond à l'erreur qui se produit naturellement dans toute expérience, i.e. la variabilité intra- et inter- sujets, et est inévitable. A l'inverse, l'erreur extrinsèque correspond aux erreurs expérimentales, causées par exemple par l'expérimentateur, et peut être source d'amélioration. Dans cette étude, la variabilité intra-session a été considérée comme l'erreur intrinsèque. Elle a été calculée, pour chaque session, comme étant l'écart-type moyen existant entre chaque cycle de mouvement et le cycle de mouvement moyen de sa propre session. Elle a ensuite été moyennée sur la totalité des sessions de l'expérience (N=50 sessions). La variabilité inter-session, source de variabilité intra- et inter- expérimentateurs, a été considérée comme l'erreur extrinsèque. Elle a été calculée, pour chaque sujet, comme l'écart-type moyen existant entre chaque cycle de mouvement et le cycle moyen des cinq sessions réalisées par le sujet. Elle a ensuite été moyennée sur la totalité des 10 sujets. Ces deux erreurs intrinsèque et extrinsèque ont ainsi un pattern, représenté en pourcentage de cycle, propre à chaque angle articulaire étudié et à chaque mouvement réalisé. Deux indicateurs sont alors extraits à partir de ces deux erreurs [167]. Le premier indicateur, appelé m, correspond à la valeur moyenne de l'erreur extrinsèque. Le second indicateur, appelé r, correspond au ratio de la moyenne de l'erreur extrinsèque (m) sur la moyenne de l'erreur intrinsèque.

De plus, l'indicateur CMCwp a été utilisé pour quantifier la reproductibilité des calibrations MIMU et de la méthode REF, en considérant, comme son homologue CMCip, des différences de forme, d'offset, de corrélation et d'amplitude de mouvement. Etant donné que cet indicateur se comporte de la même façon que l'indicateur CMCip, les mêmes seuils de valeur sont ici utilisés. A l'instar de l'indicateur m, le CMCwp a été établi afin de refléter la variabilité inter-session (Eq. 3). Il a été calculé pour chaque sujet puis moyenné sur les 10 sujets.

$$CMC_{wp_sujet} = \sqrt{1 - \frac{\sum_{S=1}^S [\sum_{C=1}^C \sum_{f=1}^F (Y_{scf} - \bar{Y}_{sf})^2 / SF(C-1)]}{\sum_{S=1}^S [\sum_{C=1}^C \sum_{f=1}^F (Y_{scf} - \bar{Y}_s)^2 / S(CF-1)]}} \quad (Eq. 3)$$

avec S = nombre de sessions (ici 5)
C = nombre de cycles de mouvement,

F = nombre d'échantillons (frames) par cycle

$\overline{Y_{scf}}$ = valeur angulaire de l'échantillon f, du cycle c, de la session s

$\overline{Y_{sf}}$ = valeur angulaire moyenne de l'échantillon f, de la session s (= cycle moyen)

$\overline{Y_s}$ = valeur angulaire moyenne de la session s

Les trois indicateurs de fidélité des données (CMCwp, m, r) sont calculés pour chaque calibration MIMU-S2S et pour la méthode REF, pour chaque mouvement réalisé et chaque angle articulaire étudié.

Pour résumer, deux indicateurs de justesse (CMCip, RMSE) et trois indicateurs de fidélité (CMCwp, m, r) sont utilisés afin de caractériser les données angulaires provenant des différentes calibrations MIMU-S2S (et de la méthode REF dans le cas de la fidélité), pour chaque mouvement réalisé et chaque angle articulaire étudié (figure 41).

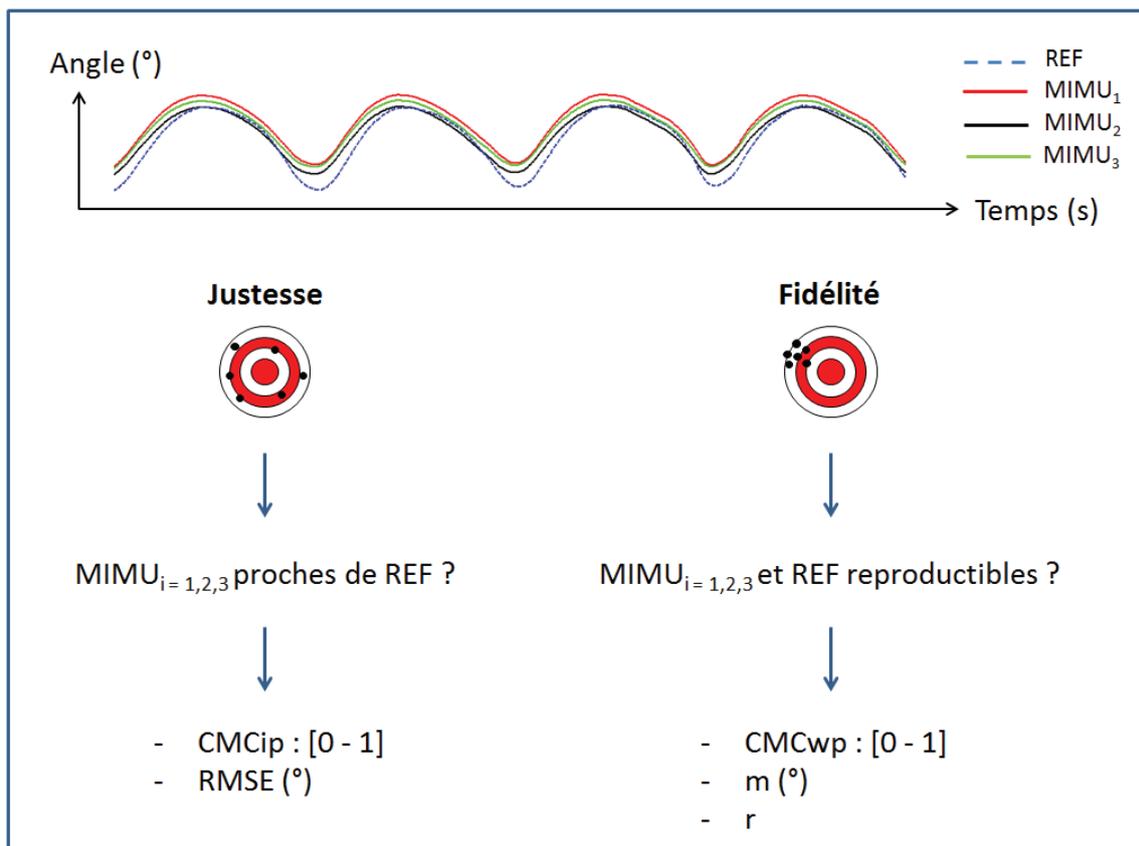


Figure 41 : Illustration de la méthodologie « Justesse & Fidélité » (avec 3 calibrations MIMU-S2S prises pour exemple)

3.2.2 Résultats

3.2.2.1 Le poignet

Illustration de courbes d'angles

La figure 42 présente un exemple de courbes angulaires du poignet (FE, AA et IER), lors de mouvements de flexion/extension maximale (wriFEmax). Dans ces cas précis, il s'agit du passage du sujet 1 lors de sa première session expérimentale (session de calibration n° 1 réalisée avec l'expérimentateur A). Pour chaque angle, sont présentes dix courbes différentes, neuf propres aux différentes calibrations MIMU-S2S et une à la méthode REF. Rappel : la séquence Euler ZYX (FE-IER-AA) a été utilisée pour générer la totalité des angles articulaires du poignet.

Ces courbes sont des exemples permettant d'illustrer les données angulaires obtenues, elles ne représentent pas le comportement général de la totalité du jeu de données (soit les 50 sessions). A droite des graphes, sont disponibles les valeurs de CMCip et de RMSE à titre d'indication.

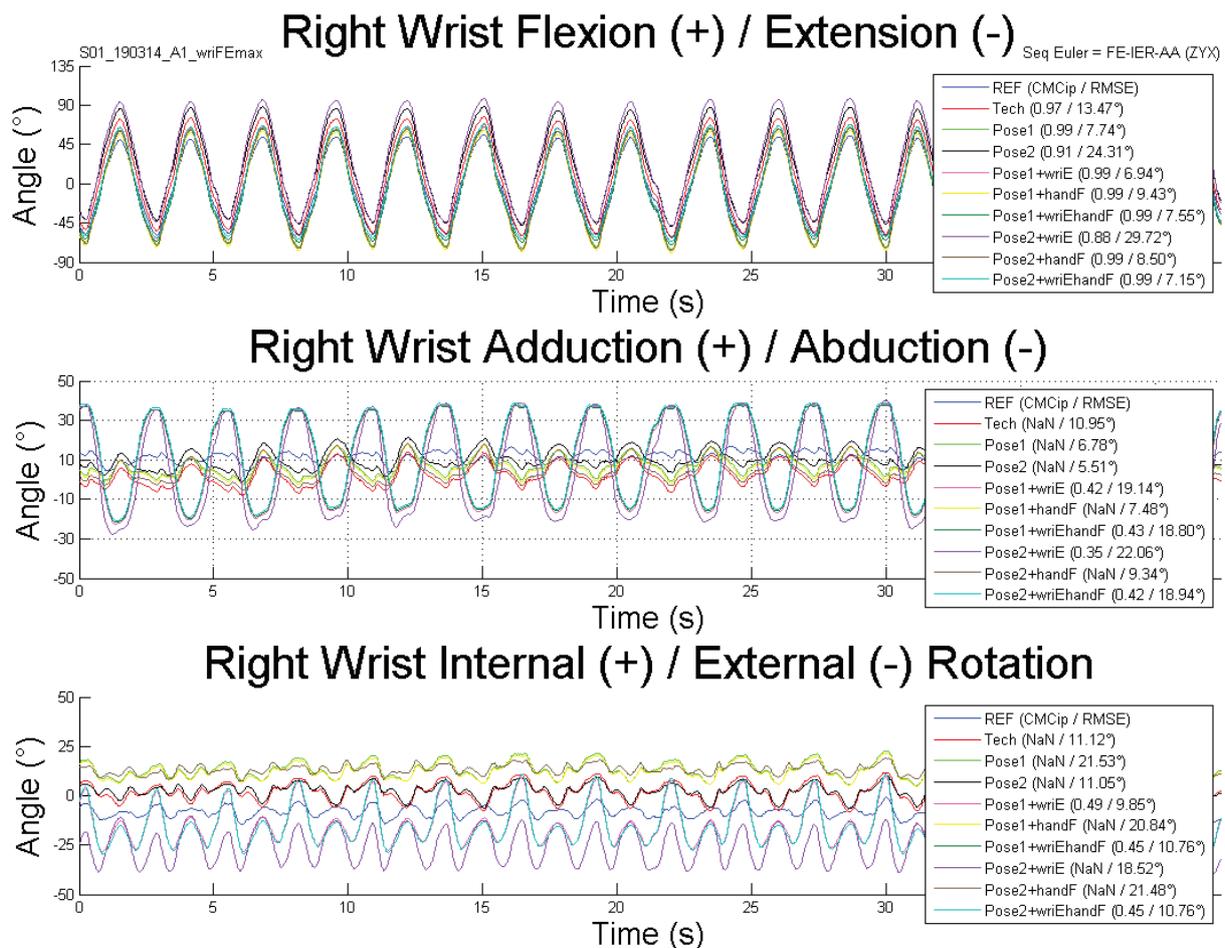


Figure 42 : Angles articulaires du poignet lors de mouvements de flexion/extension maximale du poignet (wriFEmax) (FE en haut, AA au milieu, IER en bas)

Une illustration de courbes angulaires calculées lors de mouvements d'abduction/adduction maximale (wriAAmax) du poignet est disponible en annexe 7.

Avant même de rentrer dans la présentation des résultats, il apparaît important de mentionner des précautions à prendre quant à l'utilisation de calculs de corrélation.

Précautions à prendre pour le calcul des coefficients CMCip/CMCwp

Pour illustrer ces propos, prenons l'exemple de la figure 42. Les valeurs de CMCip sont précisées dans sa légende. Une valeur NaN (« Not A Number ») de CMCip correspond à un cas où la corrélation ne peut pas être calculée et est considérée comme une valeur nulle de corrélation. Dans ce cas-ci, le mouvement effectué par le sujet correspond à des flexions/extensions maximales du poignet ; ainsi, peu de mouvement sur les autres degrés de liberté est attendu, soit en AA et IER. Pour autant, il est possible d'observer un important « cross-talk » sur l'angle AA pour certaines calibrations MIMU-S2S. Sans chercher à identifier de quelles calibrations il s'agit (ceci sera présenté dans la suite du document), il doit être mentionné que, seules ces courbes, avec un effet « cross-talk », présentent une valeur de CMCip exploitable (~0.45 vs NaN). De telles valeurs peuvent apparaître trompeuses car le pattern des ces courbes s'écarte bien plus de la courbe REF que les autres. Ceci s'explique par le fait que le calcul de corrélation devient possible pour des courbes possédant une plus grande amplitude. Ceci illustre pleinement la nécessité d'utiliser les coefficients de corrélation CMCip, CMCwp avec beaucoup de précautions pour des signaux de faible amplitude [168].

Pour éviter toute ambiguïté d'interprétation, le choix a été fait d'utiliser les coefficients de corrélation (CMCip comme CMCwp) uniquement sur des courbes angulaires d'une certaine amplitude articulaire, autrement dit sur des degrés de liberté directement sollicités. Pour cette raison, les résultats propres aux degrés de liberté actifs seront exposés dans ce document.

Ainsi, pour l'articulation du poignet, les angles de flexion/extension (FE) et d'abduction/adduction (AA) ont été respectivement étudiés lors des mouvements de flexion/extension maximale (wriFE_{max}) et d'abduction/adduction maximale (wriAA_{max}) du poignet. Les résultats propres au mouvement de Roue n'ont pas été analysés étant donné que ce mouvement sollicite principalement les articulations du coude et de l'épaule.

Les résultats présentés par la suite correspondent à l'analyse de la totalité des sessions expérimentales réalisées (5 sessions x 10 sujets = 50 sessions).

Résultats de justesse

La lecture de l'indicateur CMCip indique une très bonne (et similaire) justesse des données pour les neuf calibrations MIMU-S2S ($0.88 \leq \text{CMCip} \leq 0.97$) concernant l'angle de FE lors du mouvement de wriFEmax (tableau 11). Une justesse plus faible ainsi que certaines disparités entre les calibrations MIMU-S2S ont été observées pour l'angle AA lors du mouvement de wriAAmax. En effet, les calibrations qui ne sont pas composées de l'étape de calibration fonctionnelle wriE (extension du poignet sur support) ont une bonne justesse ($0.74 \leq \text{CMCip} \leq 0.86$), alors que celles composées de cette étape ont une mauvaise justesse des données angulaires ($0.42 \leq \text{CMCip} \leq 0.66$). Concernant l'indicateur RMSE, pas de différence majeure ne peut être observée parmi les calibrations MIMU-S2S et ce, pour les deux mouvements de poignet réalisés ($9.6^\circ \leq \text{RMSE} \leq 24.1^\circ$).

Tableau 11 : Résultats de justesse concernant l'articulation du poignet lors des mouvements de wriFEmax et wriAAmax

POIGNET - JUSTESSE			TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +wriE	STATIC_1 +handF	STATIC_1 +wriE +handF	STATIC_2 +wriE	STATIC_2 +handF	STATIC_2 +wriE +handF
Index	Mvmt	Angle									
CMCip	wriFE max	FE	 0.95 ± 0.03	 0.95 ± 0.05	 0.91 ± 0.07	 0.92 ± 0.06	 0.97 ± 0.01	 0.96 ± 0.03	 0.88 ± 0.07	 0.97 ± 0.03	 0.94 ± 0.05
	wriAA max	AA	 0.80 ± 0.09	 0.81 ± 0.10	 0.86 ± 0.10	 0.61 ± 0.25	 0.74 ± 0.17	 0.42 ± 0.32	 0.66 ± 0.24	 0.76 ± 0.26	 0.48 ± 0.30
RMSE (°)	wriFE max	FE	13.0 ± 1.5	11.6 ± 3.8	16.1 ± 3.5	18.1 ± 8.2	9.6 ± 2.4	12.0 ± 4.8	24.1 ± 6.9	10.2 ± 2.9	13.2 ± 4.1
	wriAA max	AA	13.1 ± 2.9	12.3 ± 3.1	10.8 ± 3.1	14.4 ± 6.1	13.3 ± 4.3	17.0 ± 7.0	15.2 ± 6.6	12.7 ± 5.0	16.3 ± 7.4

Détails : afin de faciliter la visualisation, les valeurs de CMCip sont accompagnées d'un disque bleu (dont le diamètre leur est proportionnel) inclus dans un cercle qui représente la valeur optimale 1.

Résultats de fidélité

Au regard de l'indicateur CMCwp, la fidélité des données angulaires provenant des neuf calibrations MIMU-S2S est très bonne et est équivalente à la REF pour les angles FE du poignet lors du mouvement wriFEmax ($0.94 \leq \text{CMCwp} \leq 0.97$) (tableau 12). Concernant l'angle AA du poignet lors du mouvement wriAAmax, les calibrations MIMU qui ne sont pas composées de l'étape de calibration fonctionnelle wriE (extension du poignet sur support) ont de très bonnes valeurs de CMCwp ($0.94 \leq \text{CMCwp} \leq 0.97$) alors que celles possédant cette étape de calibration ont des valeurs de CMCwp, certes bonnes, mais inférieures ($0.81 \leq \text{CMCwp} \leq 0.82$). La même observation peut être faite au regard des indicateurs m & r. L'indicateur m atteint des valeurs respectivement comprises entre $[8.3^\circ-12.3^\circ]$ and $[4.9^\circ-$

11.0°] pour toutes les calibrations MIMU lors des mouvements wriFEmax et wriAAmax, avec, pour ces deux mouvements, des valeurs systématiquement plus élevées pour les calibrations composées de l'étape wriE. L'indicateur r peut être rapporté de la même façon, avec des valeurs restant relativement faibles ($1.3 \leq r \leq 1.9$). Il doit être mentionné que la méthode REF n'est pas sujette à la variabilité propre à l'expérimentateur (les marqueurs étant positionnés une seule fois sur le sujet, en début d'expérience), les résultats de fidélité doivent donc être interprétés avec précaution.

Tableau 12 : Résultats de fidélité concernant l'articulation du poignet lors des mouvements de wriFEmax et wriAAmax

POIGNET - FIDELITE			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +wriE	STATIC_1 +handF	STATIC_1 +wriE +handF	STATIC_2 +wriE	STATIC_2 +handF	STATIC_2 +wriE +handF
Index	Mvmt	Angle										
CMC wp	wriFE max	FE	 0.98 ± 0.02	 0.96 ± 0.03	 0.96 ± 0.03	 0.96 ± 0.02	 0.95 ± 0.02	 0.96 ± 0.02	 0.96 ± 0.02	 0.96 ± 0.02	 0.96 ± 0.02	 0.95 ± 0.02
	wriAA max	AA	 0.97 ± 0.01	 0.96 ± 0.02	 0.96 ± 0.02	 0.97 ± 0.02	 0.81 ± 0.13	 0.94 ± 0.03	 0.82 ± 0.14	 0.82 ± 0.13	 0.96 ± 0.02	 0.82 ± 0.14
m (°) & r	wriFE max	FE	5.8 1.4	8.3 1.4	9.0 1.6	8.8 1.5	11.6 1.8	8.5 1.4	9.8 1.7	12.3 1.7	8.9 1.5	10.6 1.9
	wriAA max	AA	2.3 1.3	4.9 1.4	5.2 1.4	4.8 1.3	9.5 1.8	5.6 1.6	7.5 1.7	11.0 1.8	5.0 1.4	7.7 1.7

Détails : afin de faciliter la visualisation, les valeurs de CMCwp sont accompagnées d'un disque bleu (dont le diamètre leur est proportionnel) inclus dans un cercle qui représente la valeur optimale 1.

Il est également intéressant d'observer le comportement des erreurs intrinsèque (intra-session) et extrinsèque (inter-session), représentées au cours d'un cycle de mouvement moyen. La figure 43 affiche ces deux erreurs pour l'angle FE lors du mouvement de wriFEmax. Pour rappel, l'indicateur m correspond à la valeur moyenne de l'erreur extrinsèque et l'indicateur r correspond au ratio des valeurs moyennes des deux erreurs. On y observe notamment des erreurs intrinsèques et extrinsèques plus élevées pour les calibrations STATIC_1 + wriE et STATIC_2 + wriE (flèches noires).

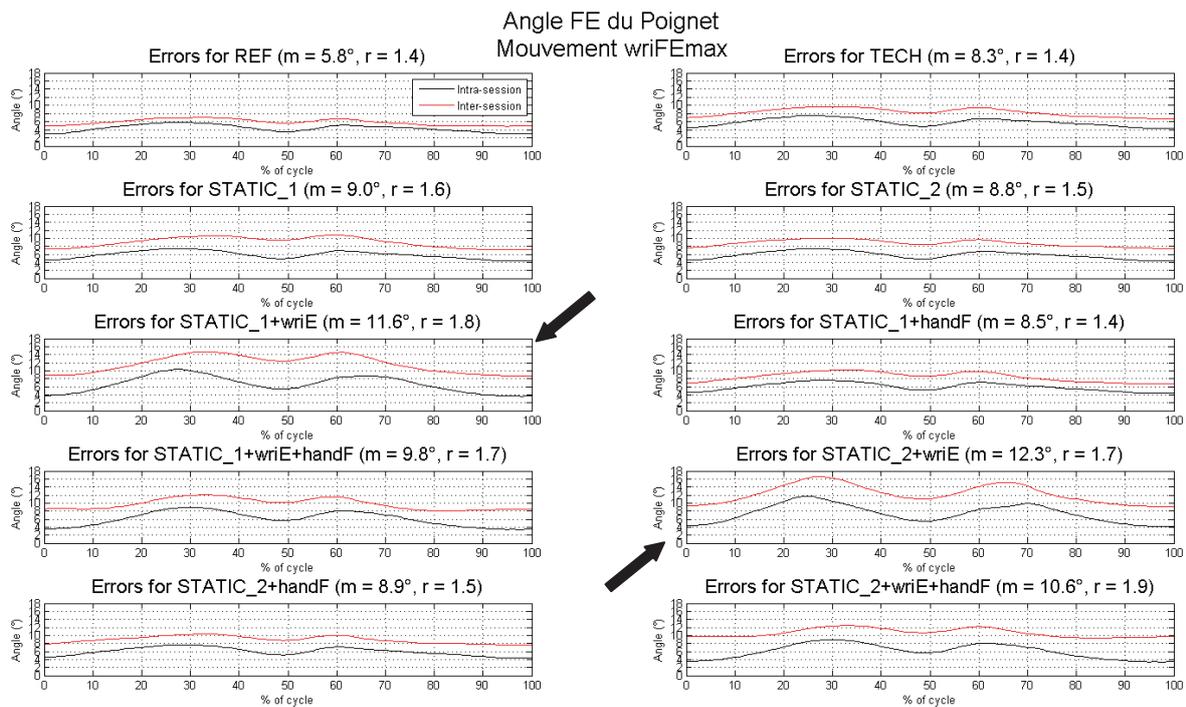


Figure 43 : Comportement des erreurs intrinsèque (noire) et extrinsèque (rouge) pour chacune des calibrations MIMU-S2S, concernant l'angle FE du poignet lors du mouvement wriFEmax

Détails : les valeurs m et r correspondantes sont affichées.

Une même illustration est proposée pour l'angle AA lors du mouvement de wriAAmax en annexe 8.

3.2.2.2 Le coude

Illustration de courbes d'angles

La figure 44 présente un exemple de courbes angulaires du coude (FE, AA et IER), lors de mouvements de flexion/extension maximale du coude (elbFEmax). Dans ces cas précis, il s'agit du passage du sujet 1 lors de sa première session expérimentale (session de calibration réalisée avec l'expérimentateur A). Pour chaque angle, sont présentes dix courbes différentes, neuf propres aux différentes calibrations MIMU-S2S et une à la méthode REF. Ces courbes sont des exemples permettant d'illustrer les données angulaires obtenues, elles ne représentent pas le comportement général pour la totalité du jeu de données (soit les 50 sessions). A droite des graphes, sont disponibles les valeurs de CMCip et de RMSE à titre d'indication.

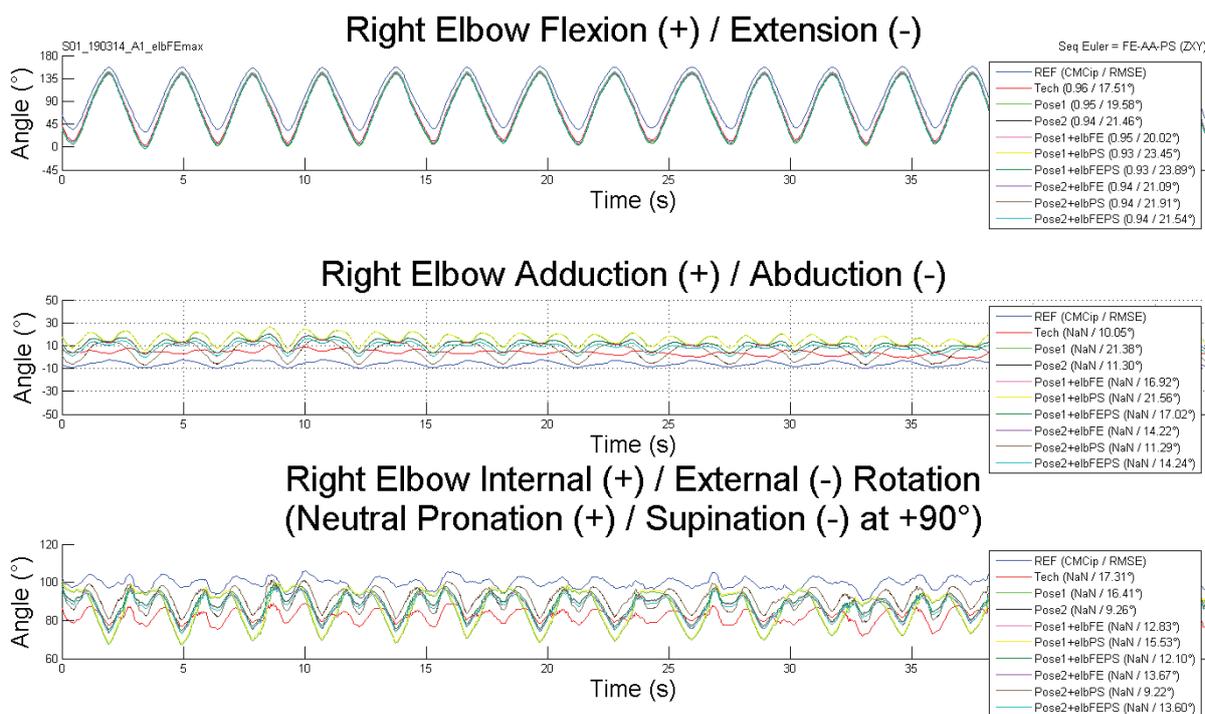


Figure 44 : Angles articulaires du coude lors de mouvements de flexion/extension maximale du coude (elbFEmax) (FE en haut, AA au milieu, IER en bas)

Une illustration des courbes angulaires du coude calculées lors de mouvements de pronosupination maximale de l'avant-bras (elbPSmax) et de mouvements circulaires du coude (Roue) est disponible en annexe 9.

Pour l'articulation du coude, les angles de flexion/extension (FE) ont été étudiés lors des mouvements de flexion/extension maximale du coude (elbFEmax) et des mouvements de Roue. Les angles de pronosupination de l'avant-bras sont étudiés lors des mouvements de pronosupination maximale de l'avant-bras (elbPSmax), ce degré de liberté n'étant pas sollicité lors du mouvement de Roue.

Les résultats présentés par la suite correspondent à l'analyse de la totalité des sessions expérimentales réalisées (5 sessions x 10 sujets = 50 sessions).

Résultats de justesse

L'indicateur CMCip montre une très bonne justesse des données angulaires pour la totalité des calibrations MIMU-S2S ($0.93 \leq \text{CMCip} \leq 0.97$) concernant l'angle FE du coude lors du mouvement elbFEmax et l'angle PS de l'avant-bras lors du mouvement elbPSmax (tableau 13). Des valeurs de CMCip, témoignant d'une bonne justesse des données, sont rapportées en ce qui concerne l'angle FE du coude lors du mouvement de Roue ($0.80 \leq \text{CMCip} \leq 0.88$). Aucune différence majeure n'a pu être observée entre les calibrations MIMU-S2S en examinant les valeurs de CMCip, comme celles de l'indicateur RMSE ($11.0^\circ \leq \text{RMSE} \leq 24.9^\circ$).

Tableau 13 : Résultats de justesse concernant l’articulation du coude lors des mouvements de elbFEmax, elbPSmax et Roue

COUDE - JUSTESSE			TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +elbFE	STATIC_1 +elbPS	STATIC_1 +elbFE +elbPS	STATIC_2 +elbFE	STATIC_2 +elbPS	STATIC_2 +elbFE +elbPS
Index	Mvmt	Angle									
CMCip	elbFE max	FE	 0.96 ± 0.02	 0.93 ± 0.03	 0.95 ± 0.01	 0.93 ± 0.03	 0.94 ± 0.02	 0.94 ± 0.02	 0.95 ± 0.01	 0.95 ± 0.02	 0.95 ± 0.02
	elbPS max	PS	 0.93 ± 0.06	 0.95 ± 0.02	 0.97 ± 0.01	 0.93 ± 0.04	 0.94 ± 0.02	 0.93 ± 0.04	 0.93 ± 0.03	 0.97 ± 0.01	 0.93 ± 0.03
	roue	FE	 0.88 ± 0.04	 0.80 ± 0.08	 0.85 ± 0.06	 0.82 ± 0.07	 0.85 ± 0.06	 0.86 ± 0.05	 0.87 ± 0.05	 0.85 ± 0.06	 0.87 ± 0.05
RMSE (°)	elbFE max	FE	18.7 ± 2.7	24.0 ± 4.8	18.9 ± 2.5	24.0 ± 4.5	20.7 ± 3.9	20.7 ± 3.7	19.0 ± 2.2	19.0 ± 3.4	19.2 ± 3.2
	elbPS max	PS	15.8 ± 6.3	14.2 ± 3.0	11.0 ± 2.8	16.1 ± 4.7	14.5 ± 3.2	16.2 ± 4.9	17.0 ± 4.1	11.0 ± 2.8	17.1 ± 4.2
	roue	FE	20.0 ± 3.7	24.9 ± 5.1	21.0 ± 4.4	24.4 ± 4.6	21.8 ± 4.2	21.3 ± 3.9	20.8 ± 4.3	21.1 ± 4.9	20.8 ± 4.8

Détails : afin de faciliter la visualisation, les valeurs de CMCip sont accompagnées d’un disque bleu (dont le diamètre leur est proportionnel) inclus dans un cercle qui représente la valeur optimale 1.

Résultats de fidélité

La lecture de l’indicateur CMCwp met en avant une très bonne fidélité des données angulaires pour la totalité des calibrations MIMU-S2S et ce, pour tous les angles étudiés, à savoir l’angle FE du coude lors des mouvements elbFEmax et Roue et l’angle PS de l’avant-bras lors du mouvement elbPSmax ($0.94 \leq \text{CMCip} \leq 0.99$) (tableau 14). Les indicateurs m & r révèlent également une très bonne fidélité, avec des valeurs comprises respectivement entre $[5.5^\circ - 10.6^\circ]$ and $[1.2 - 2.3]$ pour tous les angles investigués. Aucune différence particulière n’a pu être observée entre les différentes calibrations au regard des trois indicateurs, à l’exception de valeurs m et r légèrement meilleures pour les calibrations composées de l’étape STATIC_2 concernant l’angle PS lors du mouvement elbPSmax.

Tableau 14 : Résultats de fidélité concernant l’articulation du coude lors des mouvements de elbFE_{max}, elbPS_{max} et Roue

COUDE - FIDELITE			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +elbFE	STATIC_1 +elbPS	STATIC_1 +elbFE +elbPS	STATIC_2 +elbFE	STATIC_2 +elbPS	STATIC_2 +elbFE +elbPS
Index	Mvmt	Angle										
CMC wp	elbFE max	FE	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.00				
	elbPS max	PS	0.98 ± 0.01	0.96 ± 0.03	0.96 ± 0.02	0.98 ± 0.01	0.96 ± 0.02	0.96 ± 0.02	0.96 ± 0.02	0.98 ± 0.01	0.98 ± 0.01	0.98 ± 0.01
	roue	FE	0.97 ± 0.01	0.94 ± 0.03	0.94 ± 0.03	0.94 ± 0.03	0.94 ± 0.03	0.94 ± 0.03	0.94 ± 0.03	0.94 ± 0.03	0.94 ± 0.03	0.94 ± 0.03
m (°) & r	elbFE max	FE	4.7 1.2	6.6 1.3	6.2 1.2	6.4 1.3	6.4 1.2	6.3 1.2	6.5 1.3	6.7 1.3	6.5 1.3	6.8 1.3
	elbPS max	PS	6.2 1.5	7.5 2.2	7.6 2.2	5.5 1.6	7.7 2.2	7.8 2.3	7.7 2.2	5.8 1.6	5.5 1.6	5.7 1.6
	roue	FE	6.3 1.5	10.6 1.2	10.0 1.2	9.9 1.2	10.5 1.2	10.0 1.2	10.5 1.2	10.6 1.2	9.7 1.2	10.4 1.2

Détails : afin de faciliter la visualisation, les valeurs de CMCwp sont accompagnées d’un disque bleu (dont le diamètre leur est proportionnel) inclus dans un cercle qui représente la valeur optimale 1.

3.2.2.3 L’épaule

Illustration de courbes d’angles

La figure 45 présente un exemple de courbes angulaires de l’épaule (FE, AA et IER), lors de mouvements de flexions maximales (shoF_{max}). Dans ce cas précis, il s’agit du passage du sujet 1 lors de sa première session expérimentale (session de calibration réalisée avec l’expérimentateur A). Pour chaque angle, sont présentes six courbes différentes, cinq propres aux différentes calibrations MIMU-S2S et une à la méthode REF. Ces courbes sont des exemples permettant d’illustrer les données angulaires obtenues, elles ne représentent pas le comportement général pour la totalité du jeu de données (soit les 50 sessions). A droite des graphes, sont disponibles les valeurs de CMC_{ip} et de RMSE à titre d’indication.

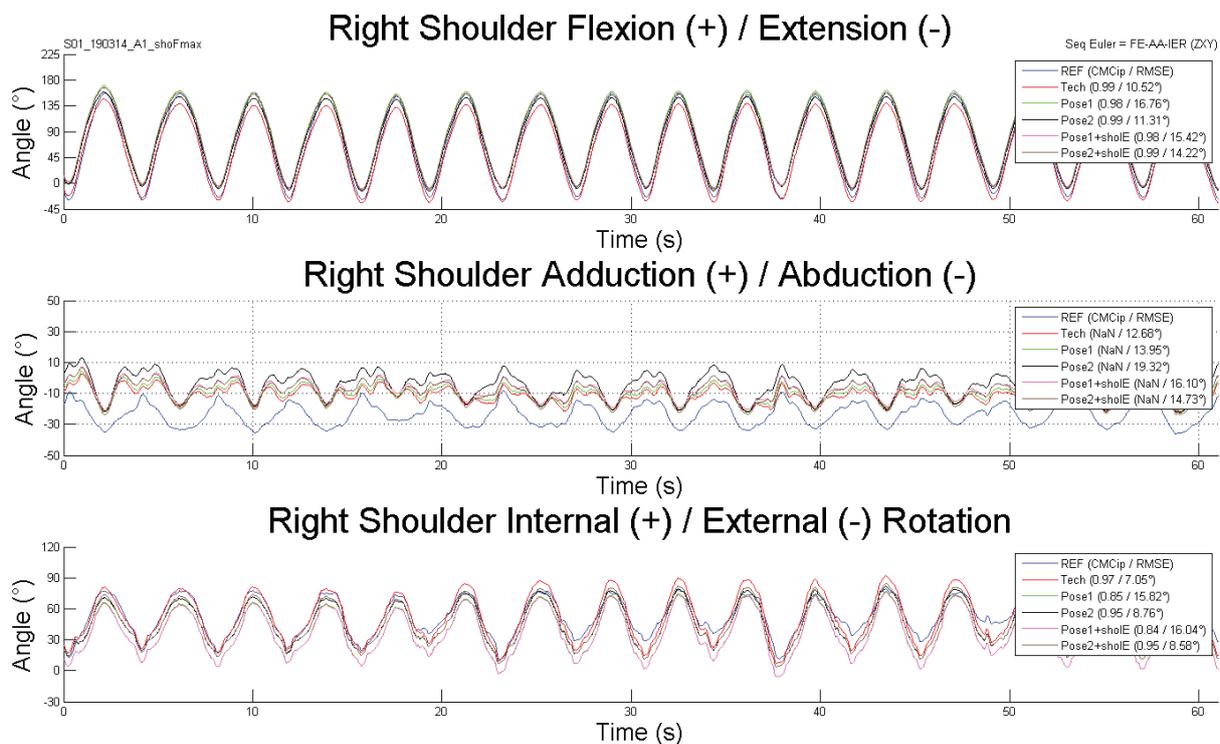


Figure 45 : Angles articulaires de l'épaule lors du mouvement de flexions maximales de l'épaule (shoFmax)

Une illustration des courbes angulaires de l'épaule calculées lors de mouvements d'abduction maximale dans le plan scapulaire (shoAmax) et de mouvements circulaires (Roue) est disponible en annexe 10.

Note spécifique au mouvement shoAmax : Initialement, l'utilisation de la séquence Euler XZY, qui priorise l'angle AA plutôt que l'angle FE a été envisagée pour représenter les mouvements de shoAmax. Cependant, cela entraînait l'apparition d'effet « Gimbal lock » pour au minimum une calibration MIMU-S2S, dans 9 des 50 sessions expérimentales (annexe 11). La séquence ZXY, n'entraînant aucunement ces phénomènes, a donc été utilisée.

Pour l'articulation de l'épaule, les angles de flexion/extension (FE), d'abduction/adduction (AA) et de rotation interne/externe (IER) ont tous trois été étudiés lors des mouvements de flexion maximale (shoFmax), d'abduction maximale (dans le plan scapulaire) (shoAmax) de l'épaule et des mouvements de Roue. Rappel : la séquence Euler ZXY (FE-AA-IER) a été utilisée pour générer les angles de l'épaule lors de ces trois mouvements.

Concernant l'évaluation de la justesse des données, les valeurs de CMCip n'ont pas été jugées interprétables pour l'angle AA lors des mouvements shoFmax et shoAmax, dû à la faible amplitude de mouvement présente pour cet angle.

Les résultats présentés par la suite correspondent à l'analyse de la totalité des sessions expérimentales réalisées (5 sessions x 10 sujets = 50 sessions).

Résultats de justesse

L'indicateur CMCip montre une très bonne justesse des données pour les cinq calibrations MIMU-S2S concernant l'angle FE et ce, lors des trois mouvements réalisés, à savoir shoFmax, shoAmax et Roue ($0.90 \leq \text{CMCip} \leq 0.99$) (tableau 15). Il doit être précisé que l'angle FE est interprété comme le degré de liberté le plus actif lors du mouvement shoAmax, dû à la séquence Euler utilisée (ZXY). Concernant les angles AA et IER, une plus faible justesse ainsi que des disparités entre les calibrations MIMU-S2S ont pu être observées pour les trois mouvements réalisés ($0.53 \leq \text{CMCip} \leq 0.86$). Aucune prédominance d'une calibration particulière n'a pu être remarquée de façon constante sur ces trois mouvements. Il peut toutefois être noté que les valeurs de CMCip les plus faibles sont à imputer à la calibration TECH pour l'angle IER lors des mouvements shoFmax et Roue. Au regard de l'indicateur RMSE, aucune différence particulière n'a pu être observée entre les calibrations et ce, pour aucun des trois mouvements réalisés ($8.0^\circ \leq \text{RMSE} \leq 26.2^\circ$).

Tableau 15 : Résultats de justesse concernant l'articulation de l'épaule lors des mouvements de shoFmax, shoAmax et Roue

EPAULE - JUSTESSE			TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +shoIE	STATIC_2 +shoIE
Index	Mvmt	Angle					
CMCip	shoFmax	FE	● 0.99 ± 0.01	● 0.98 ± 0.01	● 0.99 ± 0.01	● 0.98 ± 0.01	● 0.98 ± 0.01
		AA	○ 0.05 ± 0.12	○ 0.07 ± 0.16	○ 0.05 ± 0.13	○ 0.14 ± 0.23	○ 0.12 ± 0.23
		IER	⊙ 0.53 ± 0.28	⊙ 0.60 ± 0.29	⊙ 0.68 ± 0.32	⊙ 0.61 ± 0.29	⊙ 0.69 ± 0.32
	shoAmax	FE	● 0.98 ± 0.01	● 0.97 ± 0.01	● 0.97 ± 0.01	● 0.97 ± 0.02	● 0.97 ± 0.01
		AA	○ 0.37 ± 0.22	○ 0.36 ± 0.24	○ 0.30 ± 0.22	○ 0.46 ± 0.25	○ 0.50 ± 0.23
		IER	⊙ 0.82 ± 0.05	⊙ 0.83 ± 0.06	⊙ 0.84 ± 0.06	⊙ 0.85 ± 0.06	⊙ 0.86 ± 0.06
	roue	FE	● 0.97 ± 0.02	● 0.91 ± 0.07	● 0.94 ± 0.04	● 0.90 ± 0.08	● 0.92 ± 0.05
		AA	⊙ 0.80 ± 0.24	⊙ 0.73 ± 0.28	⊙ 0.60 ± 0.29	⊙ 0.78 ± 0.22	⊙ 0.79 ± 0.20
		IER	⊙ 0.62 ± 0.28	⊙ 0.74 ± 0.18	⊙ 0.82 ± 0.11	⊙ 0.75 ± 0.17	⊙ 0.83 ± 0.10
RMSE (°)	shoFmax	FE	8.0 ± 3.9	13.4 ± 4.8	10.4 ± 3.1	15.4 ± 4.9	14.5 ± 4.4
		AA	17.8 ± 3.8	19.8 ± 5.0	22.6 ± 4.3	15.7 ± 4.6	15.4 ± 3.9
		IER	17.5 ± 8.0	14 ± 4.6	10.5 ± 3.2	13.8 ± 4.5	10.2 ± 3.2
	shoAmax	FE	16.3 ± 4.6	19.3 ± 5.4	17.8 ± 4.7	20.1 ± 6.1	19.3 ± 5.9
		AA	22.4 ± 3.6	23.8 ± 3.9	26.2 ± 3.7	20.3 ± 4.1	19.8 ± 3.9
		IER	23.4 ± 6.2	21.8 ± 4.9	21.2 ± 4.6	20.9 ± 4.6	20.1 ± 4.4
	wheel	FE	8.7 ± 2.0	14.7 ± 5.7	11.8 ± 4.2	15.9 ± 6.1	14.8 ± 5.0
		AA	9.2 ± 3.9	11.4 ± 6.3	14.2 ± 5.5	9.7 ± 3.7	9.4 ± 3.1
		IER	22.0 ± 10.3	18.1 ± 6.8	14.8 ± 4.9	17.9 ± 6.7	14.5 ± 4.9

Détails : afin de faciliter la visualisation, les valeurs de CMCip sont accompagnées d'un disque bleu (dont le diamètre leur est proportionnel) inclus dans un cercle qui représente la valeur optimale 1.

Résultats de fidélité

La lecture de l'indicateur CMCwp met en avant une très bonne fidélité des données angulaires pour la totalité des calibrations MIMU-S2S, de façon équivalente, concernant l'angle FE pour les trois mouvements réalisés ($0.96 \leq \text{CMCwp} \leq 0.99$) (tableau 16). De façon générale, une fidélité plus faible est observée concernant les angles AA et IER pour toutes les calibrations MIMU-S2S ($0.63 \leq \text{CMCwp} \leq 0.92$). La calibration TECH présente les valeurs de CMCip les plus faibles pour l'angle IER de façon systématique, soit lors des trois mouvements étudiés. Les indicateurs m & r confirment ces résultats, avec une très bonne fidélité observée pour les cinq calibrations (respectivement $[4.2^\circ\text{--}8.1^\circ]$ et $[1.2\text{--}2.1]$), à l'exception de la calibration TECH pour l'angle IER lors des trois mouvements investigués (respectivement $[9.9^\circ\text{--}12.0^\circ]$ et $[2.3\text{--}3.1]$) (figure 51).

Tableau 16 : Résultats de fidélité concernant l'articulation de l'épaule lors des mouvements de shoFmax, shoAmax et Roue

EPAULE - FIDELITE			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +shoIE	STATIC_2 +shoIE
Index	Mvmt	Angle						
CMC wp	shoF max	FE	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.00				
		AA	0.89 ± 0.06	0.63 ± 0.19	0.72 ± 0.11	0.75 ± 0.11	0.64 ± 0.16	0.64 ± 0.15
		IER	0.94 ± 0.03	0.70 ± 0.27	0.76 ± 0.18	0.75 ± 0.21	0.76 ± 0.18	0.76 ± 0.20
	shoA max	FE	0.99 ± 0.00	0.99 ± 0.00				
		AA	0.97 ± 0.01	0.81 ± 0.12	0.85 ± 0.10	0.86 ± 0.09	0.82 ± 0.10	0.82 ± 0.09
		IER	0.98 ± 0.01	0.86 ± 0.09	0.91 ± 0.07	0.91 ± 0.08	0.91 ± 0.07	0.91 ± 0.07
	roue	FE	0.97 ± 0.02	0.96 ± 0.02	0.96 ± 0.03	0.96 ± 0.03	0.96 ± 0.03	0.96 ± 0.03
		AA	0.93 ± 0.03	0.92 ± 0.04	0.91 ± 0.04	0.90 ± 0.05	0.89 ± 0.05	0.89 ± 0.06
		IER	0.97 ± 0.02	0.79 ± 0.14	0.87 ± 0.06	0.89 ± 0.06	0.87 ± 0.07	0.88 ± 0.07
m (°) & r	shoF max	FE	5.5 1.2	5.8 1.2	5.9 1.2	5.8 1.2	6.0 1.2	6.1 1.2
		AA	2.7 1.3	4.3 1.7	4.2 1.6	4.5 1.7	4.9 1.9	4.9 1.9
		IER	4.6 1.2	9.9 3.1	6.6 2.1	6.1 2.0	6.7 2.1	6.3 2.0
	shoA max	FE	7.1 1.2	6.5 1.3	6.2 1.3	6.2 1.3	6.6 1.3	6.7 1.3
		AA	4.1 1.3	5.8 1.6	5.7 1.6	6.1 1.7	6.2 1.7	6.3 1.8
		IER	7.3 1.3	10.4 2.5	7.5 1.8	7.3 1.7	7.8 1.8	7.8 1.8
	roue	FE	6.3 2.1	7.4 1.9	7.2 1.9	6.8 1.9	7.6 1.9	7.5 1.8
		AA	3.6 1.5	5.1 1.4	5.3 1.4	5.3 1.5	5.9 1.5	5.9 1.6
		IER	5.5 1.7	12.0 2.3	7.8 1.6	7.2 1.4	8.1 1.6	7.7 1.5

Détails : afin de faciliter la visualisation, les valeurs de CMCwp sont accompagnées d'un disque bleu (dont le diamètre leur est proportionnel) inclus dans un cercle qui représente la valeur optimale 1.

La figure 46 illustre le comportement des erreurs intrinsèque et extrinsèque concernant l'angle IER de l'épaule lors du mouvement de Roue. On y observe notamment une erreur extrinsèque plus élevée pour la calibration TECH (flèche noire).

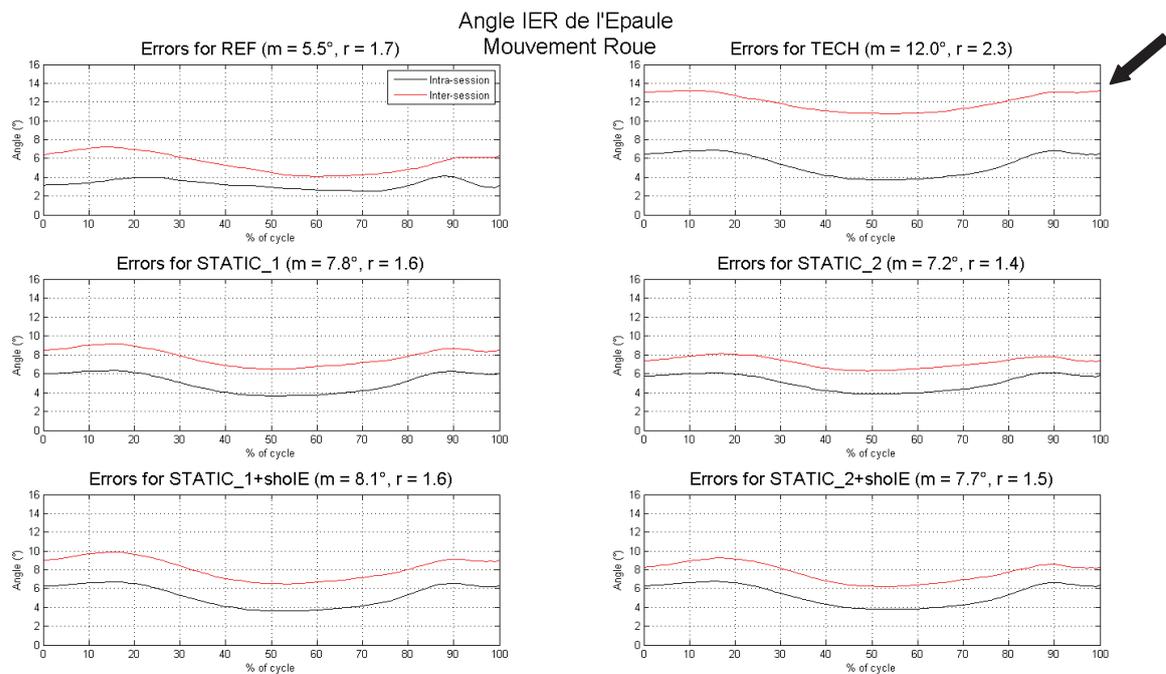


Figure 46 : Comportement des erreurs intrinsèque (noire) et extrinsèque (rouge) pour chacune des calibrations MIMU-S2S, concernant l'angle IER de l'épaule lors du mouvement Roue

Détails : Les valeurs m et r correspondantes sont affichées.

3.2.3 Discussion

Rappel de l'objectif

L'objectif de ce travail a été de comparer les différentes calibrations MIMU-S2S pour l'estimation des angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule (huméro-thoracique). Les calibrations MIMU-S2S ont été sélectionnées à partir de la littérature, en s'inspirant très fortement des travaux de De Vries et al. [63]. Elles incluent des calibrations TECH, STATIC et FONCT. Pour chaque articulation, la comparaison s'est effectuée en examinant à la fois la justesse (proche de la REF) et la fidélité (reproductibilité) des données angulaires.

Il doit être mentionné que les valeurs présentées dans ce travail sont propres à l'expérience menée. L'évaluation globale des paramètres cinématiques du membre supérieur à partir de MIMU se base sur l'algorithme de fusion développé par Xsens [169]. Bien que d'autres algorithmes de fusion et des solutions alternatives (notamment à l'utilisation de magnétomètres) existent dans la littérature [27], [46], [60], les résultats présentés révèlent une tendance propre à l'évaluation de la justesse et de la fidélité des données angulaires pour tout type d'expérience réalisée dans des conditions similaires. En ce qui concerne la

comparaison de calibrations MIMU-S2S, celle-ci reste valide étant donné que la même procédure a été utilisée pour chacune d'entre elles.

Parmi la totalité des essais enregistrés, il est à noter que certains comportements de courbes angulaires provenant des MIMU, jugés « particuliers » voire « aberrants », ont pu être observés sans qu'une raison évidente n'ait pu être trouvée. Ces comportements, qui représentent 6% de la totalité des essais enregistrés, sont illustrés en annexe 12. Ces données ont toutefois été conservées dans le traitement statistique de ce travail.

Différences entre les calibrations MIMU-S2S

Concernant l'articulation du poignet, des résultats plus faibles, tant au niveau de la justesse que de la fidélité, ont été observés pour les calibrations MIMU-S2S composées de l'étape de calibration wriE (extension du poignet sur support). Une possible explication à cette observation pourrait être la difficulté rencontrée par les sujets à réaliser ce mouvement de façon « pure » (i.e., dans la direction de haut en bas). D'après le retour des expérimentateurs et des sujets, ce mouvement était souvent composé d'une légère abduction/adduction et apparaissait difficile à reproduire. Ce résultat contredit quelque peu les travaux de De Vries et al. [63], qui ont montré une forte répétabilité de l'axe segmentaire généré à partir de cette même étape de calibration ($2.9^\circ \pm 0.5$) (« flexion dorsale de la main sur support »). L'utilisation d'une plaque verticale permettant de guider la trajectoire verticale de ce mouvement aurait probablement amélioré sa reproductibilité.

Concernant l'articulation du coude, l'unique (mineure) différence observée entre les calibrations MIMU-S2S concerne une meilleure fidélité observée pour les calibrations composées de la posture STATIC_2 lors du mouvement de pronosupination maximale de l'avant-bras (elbPSmax). Ce mouvement (de calibration) a précisément été réalisé dans cette posture (i.e., coude fléchi à 90°). Moins d'effet imprévisible des artéfacts de tissus mous (certainement agissant au niveau du capteur positionné sur le segment bras) a possiblement été entraîné dans l'estimation des angles faite à partir d'une calibration MIMU-S2S intégrant la posture STATIC_2 que dans l'estimation des angles faite à partir des autres calibrations MIMU-S2S.

Concernant l'articulation de l'épaule, l'étude de la justesse des données angulaires a montré des disparités entre les calibrations MIMU-S2S pour les angles AA et IER lors des trois mouvements réalisés (shoFmax, shoAmax, roue), sans qu'aucune prédominance d'une calibration particulière ne puisse être observée de façon constante. L'étude de la fidélité des données a mis en avant une plus faible reproductibilité entraînée par la calibration TECH pour l'angle IER lors des trois mouvements réalisés. Une analyse complémentaire effectuée sur l'angle IER du coude lors du mouvement de Roue fait ressortir la même observation (indicateurs m & r plus importants) (annexe 13). Ceci peut laisser présumer que le capteur

positionné sur le segment du bras (commun aux articulations coude et épaule) peut être la cause d'une plus faible reproductibilité autour de l'axe longitudinal (IER).

De façon générale, seules de faibles différences inter-calibrations MIMU-S2S ont pu être observées. Plus particulièrement, les calibrations STATIC et FONCT ont démontré des résultats de fidélité similaires, comme ceci a déjà pu être démontré sur le membre inférieur via l'utilisation du système optoélectronique [170].

Il doit également être mentionné que l'estimation d'angles articulaires à partir de MIMU et ce, quelle que soit la calibration choisie, dépend du positionnement et du mode d'attache des MIMU réalisés par l'expérimentateur. Ainsi, toutes les calibrations MIMU-S2S sont sujettes aux mêmes artefacts de tissus mous. De plus, toutes les calibrations se basent sur une même hypothèse propre au positionnement du capteur sur le segment du thorax : à savoir que l'axe sortant Z du capteur appartienne au plan sagittal du sujet (figure 47).

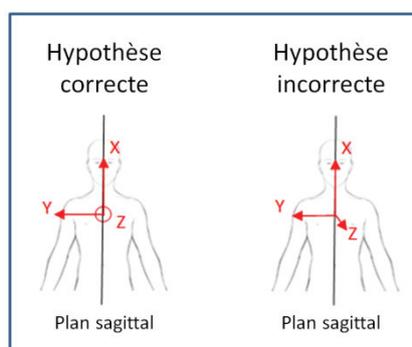


Figure 47 : Illustration de l'hypothèse faite sur le positionnement du capteur sur le thorax

Plus le positionnement des MIMU sera effectué rigoureusement, moins il sera sensible aux artefacts de tissus mous et meilleure sera in fine la qualité des angles articulaires.

Spécificités propres à la calibration TECH

De façon générale, la calibration TECH présente une bonne justesse et une bonne fidélité des données angulaires pour toutes les articulations, à l'exception de l'épaule. Ces bons résultats sont directement liés à la capacité de l'expérimentateur à positionner les capteurs dans une orientation propre à l'anatomie des segments, et à reproduire ceci. Positionner les MIMU de façon à aligner leurs bords avec l'axe longitudinal du segment et l'axe de flexion (estimé) de l'articulation la plus proche peut être réalisé sans grande difficulté sur les segments de la main, de l'avant-bras et du thorax. Un juste positionnement du MIMU sur le segment du bras apparaît plus difficile à effectuer, malgré la présence, dans le cas de cette expérience, d'instructions écrites données à l'expérimentateur (placement médio-latéral, aligné avec l'axe longitudinal du bras).

Comparaison avec la littérature et limites de l'étude

Les résultats de justesse montrent que la plupart des calibrations MIMU-S2S peuvent entraîner une estimation des angles articulaires du membre supérieur proche de celle obtenue à partir de la méthode REF. L'indicateur CMCip a permis de quantifier la similarité entre chaque courbe angulaire provenant d'une calibration MIMU-S2S et la courbe angulaire provenant de la REF en considérant des différences de forme, d'offset, de corrélation et d'amplitude de mouvement. Bien que l'indicateur RMSE puisse être interprété de façon simple (en degrés), il informe principalement sur une différence d'offset et peut pour cela être considéré comme un indicateur secondaire. Il est important de spécifier que des différences entre les angles provenant de MIMU ou de la REF sont naturellement présentes dû aux différentes définitions des axes segmentaires (posture/mouvement vs points anatomiques) et l'effet dissimilaire des artéfacts de tissus mous [63]. Toutes les valeurs RMSE reportées dans ce travail sont comprises entre 8.0° et 26.2° et sont comparables aux valeurs de 20° et de 10-20° exposées dans la littérature [46], [63]. Se référer à des données provenant du système optoélectronique, conformément aux recommandations de l'ISB représente un intérêt certain. Ceci étant, il est important de garder à l'esprit que cette référence peut être discutée pour différentes raisons. Premièrement, toutes les techniques de mesure non-invasive restent sensibles aux effets des artéfacts de tissus mous, les données de référence ne pouvant donc pas être parfaitement représentatives des mouvements des os sous-jacents [94]. Deuxièmement, la représentation cinématique associée à la méthode REF repose nécessairement sur des choix arbitraires. En effet, plusieurs points présentés dans les standards ISB restent notamment discutés (ou discutables) au sein de la communauté scientifique tels que l'estimation du centre articulaire de l'articulation gléno-humérale et la définition segmentaire de la main. Troisièmement, d'autres protocoles de mesure peuvent être associés au système optoélectronique telle que la méthode CAST [30] ou des méthodes fonctionnelles [93]. Ces deux exemples d'alternatives sont respectivement jugés comme moins sensible aux artéfacts de tissus mous et plus représentatif du mouvement articulaire réel par leurs auteurs. Tout changement propre à la méthode REF affecterait les données angulaires de référence et donc les résultats de justesse des angles obtenus à partir des MIMU.

Il est important de rappeler que l'approche adoptée pour l'analyse de la justesse est de comparer les MIMUs et leur mise en oeuvre à un référentiel qui fait consensus, le système optoélectronique associé aux conventions de l'ISB pour la construction des axes segmentaires et le calcul des angles articulaires. Le système optoélectronique est typiquement ce que l'on utilise dans une étude de laboratoire alors que les MIMUs offrent la possibilité de mesures ambulatoires sur le terrain. Il est donc important de savoir de combien les angles articulaires que l'on peut obtenir sur le terrain s'écartent de ceux que l'on obtiendrait en laboratoire. Il est bien clair que ces différences sont dues principalement à la définition des axes segmentaires nécessairement non identiques via ces deux technologies. En effet, les MIMUs ne peuvent pas donner accès à la position de points anatomiques. Si l'objectif avait été différent, à savoir l'évaluation de l'orientation propre des

MIMUs, un autre protocole aurait pu être utilisé en plaçant, par exemple, des marqueurs réfléchissants directement sur les MIMUs [46], [56]. Une autre approche aurait pu être de proposer le développement d'un calibrage anatomique des MIMUs pour le membre supérieur à l'instar de ce qui a été fait pour le membre inférieur par Picerno et al. [34], afin de se rapprocher de la définition des axes segmentaires suivant les conventions de l'ISB ; ou bien de construire les axes segmentaires de la référence (système optoélectronique) par calibrage statique ou fonctionnel. Mais l'objectif de ce travail est différent. Il s'agit bien de quantifier les différences entre deux couplets (technologie+protocole) qui constituent l'état de l'art, d'un côté les MIMUs avec des calibrages statiques et/ou fonctionnels et de l'autre le système optoélectronique avec les conventions de l'ISB.

Contrairement à la justesse, l'évaluation de la fidélité des données angulaires (reproductibilité) ne dépend pas de la référence et est donc moins sujette à discussion. Il doit être souligné qu'aucune confiance ne peut être accordée à un système non reproductible, c'est pourquoi la fidélité doit être considérée comme un critère d'évaluation majeur.

Les meilleurs résultats de fidélité obtenus pour la méthode REF comparée aux calibrations MIMU-S2S étaient attendus étant donné qu'aucune variabilité propre à l'expérimentateur n'est venue impacter les données de REF (les marqueurs optoélectroniques n'étant pas repositionnés pour chaque session expérimentale). Les valeurs des indicateurs CMCwp, m et r pour la méthode REF sont légèrement meilleures que celles présentées par Vanezis et al. [168] et ce, particulièrement pour les angles du poignet. Cette meilleure fidélité des données peut être expliquée par le fait que les mouvements ont, ici, été réalisés dans des amplitudes (RoM) plus élevées. Comme déjà mentionné, de tels indicateurs statistiques, particulièrement CMCip et CMCwp, doivent être utilisés avec précaution pour des signaux de faible amplitude et leur interprétation ne doit pas être dissociée de cette information complémentaire (RoM) [168]. Concernant les résultats de fidélité propres aux calibrations MIMU-S2S, les trois indicateurs (CMCwp, m, r) présentent une très bonne fidélité pour la plupart des cas étudiés. En règle générale, les valeurs de CMCwp étaient supérieures à 0.85. L'indicateur m a permis de quantifier l'erreur extrinsèque de cette expérience en degrés, en prenant en compte la variabilité inter-session expérimentale. L'indicateur r a renseigné sur la possibilité de réduire (ou non) cette erreur extrinsèque (inter-session) en la comparant à l'(inévitable) erreur intrinsèque (intra-session). Plus l'indicateur r est faible, plus l'erreur extrinsèque est proche de l'erreur intrinsèque et meilleure est la fidélité des données. Les résultats ont montré une fidélité globale des angles articulaires via les MIMU de l'ordre de 5°-10°, dans des conditions de variabilité humaine « étendue » (sujet et expérimentateur). La plupart des valeurs de r sont inférieures à 2.0, témoignant d'un niveau élevé de fidélité [168], hormis pour la calibration TECH pour l'articulation de l'épaule. Il ne peut pas être exclu que l'ordre de passage des expérimentateurs, imposé fixe dans le protocole (A-B-A-C-A), ait joué un rôle dans la faible variabilité inter-session. Cependant, il doit être souligné que tous les sujets avaient pour consignes de suivre à la lettre les instructions des expérimentateurs et de ne communiquer aucune information propre à une session

antérieure. Les sessions de calibration étaient séparées les unes des autres par une session de test durant approximativement 30 minutes. L'utilisation de bandes élastiques positionnées sur la peau du sujet (qui plus est sur une large zone) évitait l'apparition de tout indice de placement des capteurs d'une session à une autre. La raison apparaissant comme la plus pertinente pour expliquer ces très bons résultats de fidélité est la connaissance et les instructions diffusées aux expérimentateurs, avant et pendant l'expérience. En effet, 5 pré-sessions de calibration ont été réalisées sur deux sujets différents (non inclus dans l'étude) par les trois expérimentateurs, au cours du mois précédent l'expérience. De plus, chaque expérimentateur avait des instructions écrites avec lui lors de chaque journée d'expérience. Le fait d'ajouter au protocole un expérimentateur novice (n'ayant suivi aucune phase de formation par exemple) aurait certainement permis de déceler si les très bons résultats de fidélité peuvent être attribués (ou non) à la rigueur du protocole. Parel et al. [9] suggèrent un apprentissage pré-expérience sur trois sujets différents afin d'obtenir un bon niveau de confiance dans l'utilisation de leur protocole ISEO (également dédié à l'analyse des mouvements du membre supérieur via des MIMU). Au travers de cette étude, des recommandations similaires peuvent être faites, à savoir trois pré-sessions réalisées sur des sujets différents ainsi que l'utilisation d'instructions écrites lors de l'expérience.

Conclusion

Ce travail s'est focalisé sur la comparaison de calibrations MIMU-S2S pour la détermination des angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule (huméro-thoracique). Aucune différence majeure entre les différentes familles de calibration MIMU-S2S (TECH, STATIC, FONCT) n'a pu être observée, à l'exception de résultats plus faibles observés pour TECH pour l'articulation de l'épaule. De plus, ce travail caractérise la précision globale (justesse et fidélité) des angles articulaires du membre supérieur via la technologie des MIMU et ce, en présence de conditions de variabilité humaine étendue (sujet et expérimentateur). Une bonne justesse (proche de la REF) et une très bonne fidélité des données angulaires, de l'ordre de 5°-10°, ont notamment été démontrées. La précision globale des angles articulaires calculés à partir de MIMU apparaît plus dépendante du niveau de rigueur accordée à la procédure expérimentale (entraînement des expérimentateurs, sensibilisation aux artéfacts de tissus mous, instructions écrites, etc...) que du choix de calibration lui-même.

En guise d'ouverture et d'introduction à la partie suivante de ce document, il se doit d'être dit que d'autres critères de validation prenant en considération « l'interprétabilité » finale des données angulaires tels que la limitation des effets de « cross-talk » [33], [171] ou le respect des amplitudes articulaires maximales [100] peuvent fournir des informations complémentaires au chercheur afin d'orienter son choix final de calibration MIMU-S2S.

CHAPITRE 3-C

**COMPARAISON QUANTITATIVE
DES CALIBRATIONS**

Interprétabilité

3.3 Comparaison quantitative des calibrations : interprétabilité

Cette partie vient compléter l'analyse comparative des calibrations MIMU-S2S en apportant des éléments de réponse propres à « l'interprétabilité » finale des données angulaires. En effet, au-delà de disposer d'un système juste et reproductible, se pose, pour bon nombre d'utilisateurs (chercheurs, ergonomes, cliniciens), la question de l'interprétation des données finales. Quelques travaux se sont emparés de cette question en s'intéressant notamment à la limitation de l'effet « cross-talk » [33], [171] ou au respect des limites physiologiques d'amplitude maximale [100]. Cette partie s'inspire de ces travaux et les adapte à l'analyse des données angulaires du membre supérieur provenant de MIMU. Elle se scinde donc en deux parties distinctes :

- Limitation de l'effet cross-talk
- Respect des limites physiologiques

3.3.1 Limitation de l'effet « cross-talk »

3.3.1.1 Méthodologie

Pour valider un protocole de mesure cinématique du membre supérieur via des MIMU, les travaux de Cutti et al. [16] font état de trois critères de validation. Deux de ces trois critères sont propres à la réduction de l'effet « cross-talk ». Le premier concerne la réduction de l'effet « cross-talk » sur des degrés de liberté supposé non existants physiologiquement (DDL-NE). Exemple : le mouvement d'abduction/adduction du coude, représenté par le « carrying angle », n'existe pas chez un sujet sain. Le second critère est identique au premier, à l'exception qu'il se focalise sur des degrés de liberté existants (DDL-E) mais non sollicités. Exemple : un minimum de flexion-extension du coude est attendu lors d'un mouvement de pronosupination pure de l'avant-bras. Ce travail se base sur cette double approche de caractérisation de l'effet « cross-talk » sur les DDL-NE et les DDL-E.

Deux DDL-NE sont considérés dans ce travail (tableau 17) :

- l'abduction/adduction du coude
- la rotation interne/externe du poignet

D'un point de vue physiologique, la rotation interne/externe du poignet n'existe pas en tant que telle, la main étant mise en rotation grâce au mouvement de pronosupination de l'avant-bras. Ce mouvement de pronosupination, est affecté, dans le cadre de ce travail, à l'articulation du coude. D'un point de vue de la modélisation, le mouvement de poignet est mesuré à partir des MIMU positionnés sur la main et sur la partie distale de l'avant-bras. Ainsi, l'hypothèse posée ici considère que le capteur positionné sur la partie distale de

l'avant-bras mesure pleinement le mouvement de pronosupination et donc qu'aucun mouvement de rotation interne/externe n'existe entre les MIMU « main » et « avant-bras ».

Concernant les DDL-E à étudier, ils dépendent des mouvements uniaxiaux effectués (tableau 7). L'étude des DDL-E se base sur l'hypothèse forte que chaque mouvement étudié a été réalisé selon un seul degré de liberté. Cette condition de mouvement « pur » ne peut pas être garantie dans cette expérience, étant donné (1) que les DDL-E existent physiologiquement et (2) qu'aucune contrainte physique n'a été appliquée aux sujets lors des mouvements (tous les mouvements ont été réalisés « à l'air libre »). Des précautions d'interprétation doivent d'ores et déjà être émises : l'absence de mouvements sur les DDL-E ne doit pas être recherchée, mais c'est bien la minimisation de mouvements sur les DDL-E, en l'occurrence au plus proche des mouvements de la référence, qui doit être attendue.

A l'instar de la partie précédente (justesse & fidélité), l'ensemble des mouvements test du protocole expérimental a été investiguée. Qui plus est, le mouvement de calibration de rotation interne/externe de l'épaule a été ajouté (shoIER). La totalité des essais (y compris les essais particuliers et aberrants mentionnés dans la partie précédente) a été conservée dans cette analyse.

Concernant le mouvement de Roue, le sujet n'avait aucune consigne particulière, il pouvait alors solliciter tous les DDL-E du membre supérieur. Ainsi, seuls les DDL-NE sont étudiés pour ce mouvement (tableau 17).

Tableau 17 : Présentation des DDL étudiés pour chacun des mouvements

MOUVEMENT	DDL ETUDIÉS								
	POIGNET			COUDE			EPAULE		
	FE	AA	IER*	FE	AA*	PS	FE	AA	IER
wriFEmax		x	x						
wriAamax	x		x						
elbFEmax					x	x			
elbPSmax				x	x				
shoFmax									
shoAamax									
shoIER							x	x	
Roue			x		x				

Note : les DDL – NE sont marqués *

L'effet « cross-talk » est mesuré comme l'amplitude de mouvement moyenne des courbes angulaires (RoM). Cette amplitude moyenne est moyennée sur la totalité des cycles de mouvement de la totalité des sessions expérimentales (N = 50 sessions).

3.3.1.2 Résultats

Concernant l'articulation du poignet, le « cross-talk » présent est dans la gamme [3° - 8°] pour la majorité des calibrations MIMU-S2S pour les trois DDL étudiés, y compris le DDL-NE d'IER (rotation interne/externe du poignet), hormis les calibrations ayant une composante fonctionnelle (wriE ou handF) (tableau 18).

En effet, les calibrations MIMU-S2S composées de l'étape de calibration wriE (extension du poignet sur support) entraînent un « cross-talk » pouvant atteindre jusqu'à 65° de RoM dans le cas de l'angle AA lors du mouvement wriFEmax. Les calibrations MIMU-S2S composées de l'étape de calibration handF (main à plat sur support), entraînent un « cross-talk » supérieur aux autres calibrations pour l'angle IER lors du mouvement wriAamax ([29° - 30°] vs [11° - 19°]).

Concernant spécifiquement le DDL-NE d'IER (rotation interne/externe du poignet), il est important de relever qu'un « cross-talk » d'amplitude modérée peut être observé pour une même calibration MIMU-S2S lors des trois mouvements étudiés (wriFEmax, wriAamax et Roue). La calibration STATIC_2, par exemple, entraîne un « cross-talk » qui n'excède jamais 16° ([8° - 16°]), obtenant ainsi des valeurs similaires voire plus faibles que via la méthode REF ([6° - 22°]).

Tableau 18 : Résultats de « cross-talk » pour l'articulation du poignet. Les valeurs se démarquant négativement sont orangées

POIGNET - INTERP			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +wriEs	STATIC_1 +handF	STATIC_1 +wriEs +handF	STATIC_2 +wriEs	STATIC_2 +handF	STATIC_2 +wriEs +handF
Mvmt	Angle											
R O M	wriFE max	AA	6°	16°	15°	16°	60°	14°	52°	65°	16°	53°
		IER	9°	8°	10°	8°	27°	12°	33°	26°	9°	33°
	wriAA max	FE	13°	10°	18°	11°	27°	22°	34°	19°	23°	34°
		IER	22°	18°	18°	13°	13°	30°	19°	11°	29°	19°
	roue	IER	10°	11°	12°	10°	8°	14°	9°	8°	14°	9°

Concernant l'articulation du coude, le « cross-talk » mesuré sur le DDL-NE d'AA (abduction/adduction du coude) est de différentes amplitudes selon le mouvement observé et selon la calibration MIMU-S2S utilisée (tableau 19). En effet, bien que toutes les calibrations MIMU-S2S entraînent un faible « cross-talk » de ce DDL-NE lors du mouvement elbPS ([4° - 7°]), similaire à la méthode REF (3°), des valeurs non négligeables de « cross-talk » sont observées lors des mouvements elbFEmax et de Roue (resp. [11° - 20°] et [22° - 27°]). Quelques différences inter-calibrations sont observées lors du mouvement elbFEmax : les calibrations MIMU-S2S composées de l'étape de calibration elbFE entraînent un effet « cross-talk » plus faible que toutes les autres calibrations lors du mouvement elbFEmax ([11° - 12°] vs [16° - 20°]) et s'approchent ainsi du comportement de la méthode REF (8°). Quelle que soit la calibration MIMU-S2S utilisée, le « cross-talk » mesuré sur le DDL-NE d'AA lors du mouvement Roue s'écarte grandement des valeurs de la méthode REF ([22° - 27°] vs 8°).

L'observation des résultats propres au DDL-E de PS met en avant la présence d'un « cross-talk » plus important pour toutes les calibrations MIMU-S2S comparé à la méthode REF, lors du mouvement elbFEmax ([20° - 28°] vs 12°). Lors du mouvement Roue, seule la calibration TECH se démarque négativement, avec des valeurs qui s'écartent de celles de la méthode REF (23° vs 15°).

Tableau 19 : Résultats de « cross-talk » pour l'articulation du coude. Les valeurs se démarquant positivement sont marquées de vert, les valeurs se démarquant négativement sont marquées d'orange

COUDE - INTERP			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +elbFE	STATIC_1 +elbPS	STATIC_1 +elbFE +elbPS	STATIC_2 +elbFE	STATIC_2 +elbPS	STATIC_2 +elbFE +elbPS
Mvmt	Angle											
R O M	elbFE max	AA	8°	17°	17°	20°	12°	16°	11°	11°	20°	11°
		PS	12°	28°	22°	24°	20°	23°	20°	20°	24°	20°
	elbPS max	FE	4°	6°	10°	11°	10°	9°	9°	11°	11°	11°
		AA	3°	5°	7°	6°	6°	4°	4°	6°	4°	5°
	roue	AA	8°	27°	26°	26°	22°	26°	22°	22°	26°	22°
		PS	15°	23°	16°	18°	17°	17°	17°	17°	18°	17°

Concernant l'articulation de l'épaule, les trois degrés de liberté de FE, AA et IER existent. Ainsi, la minimisation de l'effet « cross-talk » n'est pas recherchée, seule la comparaison des calibrations MIMU-S2S est possible, au regard des valeurs de la méthode REF. Les résultats montrent que la totalité des calibrations MIMU engendrent un « cross-talk » du même ordre de grandeur sur la totalité des angles passifs mesurés (tableau 20), avec des valeurs systématiquement inférieures à celles de la méthode REF. Ces valeurs sont du même ordre de grandeur que celles de la méthode REF lors du mouvement shoFmax, mais sont nettement inférieures lors des mouvements shoAmax ([47° - 51°] vs 94°) et shoIER ([2° - 4°] vs [8° - 9°].)

Notes : le mouvement shoAmax a été réalisé dans le plan scapulaire, les angles FE et AA considérés comme actifs sont donc absents du tableau 20. Le mouvement shoIER est un mouvement de calibration, réalisé à une amplitude sous-maximale de 40°.

Tableau 20 : Résultats propres aux angles articulaires passifs de l'articulation de l'épaule

EPAULE - INTERP			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +shoIE	STATIC_2 +shoIE
	Mvmt	Angle						
R o u e	shoF max	AA	20°	16°	18°	20°	17°	17°
		IER	43°	41°	37°	35°	38°	37°
	shoA max	IER	94°	51°	48°	47°	50°	50°
	shoIER	FE	9°	3°	3°	4°	2°	2°
		AA	8°	3°	3°	4°	3°	3°

3.3.1.3 Discussion & Conclusion

Discussion

L'étude de la limitation de l'effet « cross-talk » sur l'angle d'abduction/adduction (AA) du coude (« carrying angle ») est difficilement discutable car ce DDL n'existe pas (ou très peu) sur des sujets sains [46]. Cette étude montre un effet de « cross-talk » (en amplitude maximale mesurée) non négligeable sur ce DDL, pouvant atteindre dans le cas du mouvement pluri-articulaire Roue, des valeurs supérieures à 20°. Lors de ce mouvement de Roue, l'articulation du coude est presque exclusivement sollicitée en flexion/extension. Les résultats propres au mouvement de flexion/extension réalisée à amplitude maximale (elbFEmax) ont montré un effet « cross-talk » de plus faible amplitude sur l'angle AA ([11° - 12°] pour les calibrations les plus performantes). Ainsi, l'augmentation de cette valeur lors

du mouvement de Roue pourrait être attribuée à la dimension pluri-articulaire de ce mouvement et notamment au fait que le segment du bras est en mouvement. Ceci entraîne potentiellement de plus larges effets des artefacts de tissus mous agissant sur le capteur positionné sur le bras. L'utilisation d'une contrainte anatomique sur le DDL-NE d'AA du coude, comme proposé par Luinge et al. [46] peut représenter une alternative intéressante. Ceci étant, ces auteurs ont, dans leur approche, forcé l'angle de « carrying » à une valeur nulle alors que cet angle est constant (non nul) et est sujet-spécifique [33]. De plus, une telle approche peut potentiellement entraîner le report des effets indésirables des artefacts de tissus mous (initialement subis sur ce DDL de AA) sur les DDL existants de FE et de PS.

L'étude du DDL de rotation interne/externe (IER) du poignet supposé non existant, se base sur l'hypothèse que la totalité du mouvement de pronosupination est mesurée par le capteur positionné sur la partie distale de l'avant-bras et donc qu'il n'existe aucun mouvement de rotation axiale possible entre le capteur « main » et le capteur « avant-bras ». Les excellents résultats de justesse propres au mouvement elbPSmax (partie précédente) vont dans le sens de la validité de cette hypothèse. Les résultats du présent travail mettent en avant un « cross-talk » d'amplitude modérée, y compris pour la référence. Dans le cas de la calibration STATIC_2, ce « cross-talk » est du même ordre de grandeur voire légèrement inférieur à la REF ([8° - 16°] vs [6° - 22°]). Il apparaît judicieux de mentionner que des travaux menés en 2010 par Pérez et al. [65] ont privilégié l'utilisation du MIMU positionné sur la main à celui positionné sur la partie distale de l'avant-bras, pour mesurer le DDL d'IER du poignet (sans toutefois justifier/valider ce choix de quelconque manière).

Enfin, l'étude de la limitation de l'effet « cross-talk » sur les DDL existants (DDL – E) peut être sujette à discussion pour différentes raisons. En effet, celle-ci se base sur l'hypothèse que tous les mouvements uniaxiaux ont été parfaitement exécutés, c'est-à-dire sans engendrer le moindre mouvement sur les autres axes. Les valeurs angulaires attendues sur les DDL – E ne sont donc pas, selon toute vraisemblance, des zéros absolus, les valeurs angulaires calculées par la méthode REF représentant des valeurs cibles bien plus judicieuses. Cette hypothèse peut toutefois paraître valable pour les mouvements de coude (elbFEmax et elbPSmax) étant donné qu'une flexion du coude comme une pronosupination de l'avant-bras peuvent être verrouillées sans réelles difficultés lors de ces deux mouvements. Les résultats propres au coude montrent tout de même certaines valeurs de « cross-talk » non négligeables mesurées par la REF, pouvant notamment atteindre 12-15° sur l'angle PS. Pour ce même angle, des valeurs un peu plus grandes peuvent être observées pour les calibrations MIMU-S2S les plus performantes ([17 – 20°]). Les mouvements de poignet, effectués sans l'aide d'un support, apparaissent plus difficiles à exécuter de façon pure étant donné que les mouvements de FE et de AA agissent au même niveau articulaire et ne peuvent pas être facilement verrouillés lors de l'exécution d'un autre mouvement. Ceci étant, les valeurs de la méthode REF indiquent « cross-talk » acceptable sur les DDL-E (existants) de FE et de AA (resp. 13° et 6°), les valeurs des calibrations MIMU-S2S les plus performantes étant du même ordre de grandeur pour l'angle FE mais supérieures pour l'angle AA ([14° - 15°]). Quant aux mouvements d'épaule, ces mouvements sont également

difficiles à exécuter de façon pure, sans support, au vu de la mobilité articulaire de cette articulation. De plus, ce sont les angles huméro-thoraciques qui sont analysés ici. Ces angles sont le résultat des mouvements de trois articulations. Ainsi, une certaine synergie existe entre des DDL de l'épaule ; un mouvement d'IER, par exemple, contribue aux mouvements de shoFmax et shoAmax. Toujours concernant l'articulation de l'épaule, les valeurs REF sont également à utiliser avec précaution, au vu d'importants artefacts de tissus mous pouvant survenir sur la zone anatomique élargie de l'épaule. Le résultat à retenir concernant cette articulation est l'absence de différence entre les différentes calibrations MIMU-S2S utilisées (statiques ou fonctionnelles).

Conclusion

Cette étude focalisée sur la limitation de l'effet « cross-talk », à la fois sur des degrés de liberté non-existants et existants, apporte plusieurs éléments de réponse complémentaires à l'étude précédente.

Toutes les données angulaires du membre supérieur (poignet, coude, épaule) déterminées à partir de calibrations MIMU-S2S présentent, que cela soit sur des DDL-NE ou DDL-E, un effet « cross-talk » minimum de 5-10° (en amplitude maximale). La combinaison d'une calibration statique STATIC_2 et de la calibration fonctionnelle elbFE (propre à l'articulation du coude) apparaît la plus judicieuse afin de limiter au mieux les différents effets « cross-talk ». Un important « cross-talk » apparaît toutefois inévitable sur l'angle d'AA du coude, quelle que soit la calibration MIMU-S2S (avec des valeurs pouvant atteindre 20° dans le cadre de cette étude). Enfin, ce travail vient confirmer les résultats de justesse et de fidélité concernant l'articulation du poignet, la calibration fonctionnelle d'extension du poignet étant à éviter.

3.3.2 Respect des limites physiologiques

3.3.2.1 Méthodologie

Un second critère propre à l'interprétation finale des angles articulaires du membre supérieur peut être le respect des amplitudes articulaires maximales, autrement dit des limites physiologiques humaines. Dans leurs travaux de 2006, Senk et Chèze [100] utilisent ce critère afin de comparer différentes séquences d'Euler sur l'articulation de l'épaule. Ce critère est repris dans le présent travail afin (1) d'observer, de façon générale, si les données angulaires MIMU respectent ces valeurs limites physiologiques et (2) de déceler d'éventuelles différences entre les calibrations MIMU-S2S.

Pour cela, l'ensemble des données provenant des mouvements réalisés à amplitude maximale a été utilisé dans ce travail, à savoir wriFEmax, wriAmax, elbFEmax, elbPSmax, shoFmax et shoAmax. Pour rappel, tous les jeux de données correspondent à des cycles de mouvement. Dans ce travail, trois informations sont extraites de chaque cycle :

- Son amplitude articulaire (RoM) ($\text{RoM} = \text{abs}(\text{max} - \text{min})$)
- Sa valeur maximale (max)
- Sa valeur minimale (min)

Chacun de ces trois paramètres est ensuite moyenné sur la totalité de l'expérience. Dans le cas de 14 cycles effectués dans une session, cela correspond à moyenniser 700 cycles (14 cycles x 5 sessions x 10 sujets). Ces valeurs moyennées sont alors confrontées aux valeurs de limites physiologiques [7] (présentées dans la revue de la littérature au chapitre 1). A ces trois paramètres, est également ajouté le pourcentage de cycles ayant une amplitude articulaire (RoM) qui dépasse la RoM physiologique (% RoM « out »).

Toutes les calibrations MIMU-S2S ainsi que la méthode REF ont été comparées. Seuls les angles articulaires actifs ont été investigués dans ce travail (exemple : angle FE lors de wriFEmax, elbFEmax, shoFmax).

3.3.2.2 Résultats

Poignet

A la lecture des valeurs moyennes de RoM et de max/min, les limites physiologiques sont respectées sur les angles FE lors du mouvement wriFEmax et sur les angles AA lors de wriAmax pour toutes les calibrations MIMU-S2S (tableau 21), à l'exception des calibrations non composées de l'étape wriE qui entraînent des valeurs d'abduction maximales, en moyenne, supérieures aux valeurs limites ([19°-24°] vs 15°). A l'inverse, les calibrations

composée de l'étape wriE entraînent pour la plupart des valeurs d'abduction maximale négatives, autrement dit des valeurs d'adduction.

Tableau 21 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le poignet. Valeurs moyennes de RoM et de MAX

POIGNET - INTERP			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +wriE	STATIC_1 +handF	STATIC_1 +wriE +handF	STATIC_2 +wriE	STATIC_2 +handF	STATIC_2 +wriE +handF	LIMITE PHYSIO
Mvmt	Angle	Mean											
wriFE max	FE	RoM	86°	99°	100°	99°	112°	102°	101°	122°	103°	101°	170°
		Flex max	30°	48°	46°	51°	58°	33°	41°	68°	33°	39°	85°
		Ext max	57°	51°	54°	47°	54°	69°	61°	54°	70°	62°	85°
wriAA max	AA	RoM	29°	53°	53°	54°	38°	49°	31°	44°	51°	31°	60°
		Add max	28°	29°	31°	35°	43°	27°	44°	42°	30°	43°	45°
		Abd max	1°	24°	22°	19°	-5°	22°	-13°	2°	21°	-12°	15°

Le calcul du pourcentage de cycles entraînant un RoM « out » montre que les amplitudes articulaires de l'angle FE lors du mouvement wriFEmax respectent les limites physiologiques, pour toutes les calibrations MIMU-S2S (entre 0% et 2% de RoM « out ») (tableau 22). Ceci étant, un non-respect des limites physiologiques et d'importantes disparités entre les calibrations MIMU-S2S peuvent être observés pour l'angle AA lors du mouvement wriAAmax. Les calibrations composées de l'étape wriE n'entraînent pas de valeur hors limite (0%), hormis la calibration STATIC_2+wriE qui engendre 12% de RoM « out ». Le non-respect des valeurs limites est relativement prononcé pour les calibrations MIMU-S2S non composées de l'étape wriE (entre 17% et 35% de valeurs hors limite), ce qui vient confirmer l'observation faite précédemment via le tableau 21.

Tableau 22 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le poignet. Valeurs de RoM « out »

POIGNET - INTERP			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +wriE	STATIC_1 +handF	STATIC_1 +wriE +handF	STATIC_2 +wriE	STATIC_2 +handF	STATIC_2 +wriE +handF
Mvmt	Angle	Mean										
% RoM out	wriFE max	FE	0	0	0	0	2	0	0	2	0	0
	wriAA max	AA	0	29	26	35	0	17	0	12	22	0

La répartition des RoM des angles FE et AA respectivement lors des mouvements wriFEmax et wriAAmax est affichée en figure 48. L'ordre des diagrammes en boîte à moustache (premier quartile au troisième quartile coupé par la médiane et valeurs extrêmes) respectent l'ordre d'affichage des tableaux 21 et 22 : la méthode REF en premier en partant de la gauche, puis les calibrations MIMU-S2S en commençant par TECH, ...

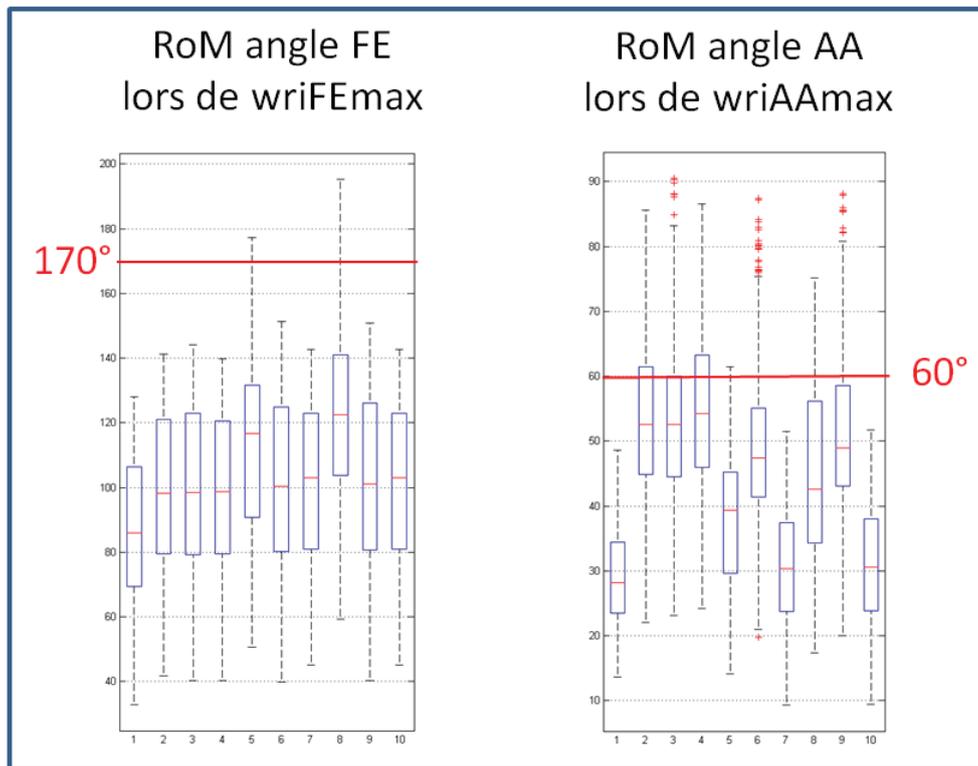


Figure 48 : répartition des RoM des angles FE et AA, respectivement lors des mouvements wriFEmax et wriAAmax

Détails : les limites physiologiques définies par Kapandji et al. [7] sont représentées en rouge.

Coude

La lecture des valeurs moyennes de RoM et de max/min ne montre aucun dépassement de limite physiologique pour la totalité des calibrations MIMU-S2S et ce, dans chaque situation étudiée, à savoir sur les angles FE lors du mouvement elbFEmax et sur les angles PS lors de elbPSmax (tableau 23). Les valeurs moyennes de RoM de l'angle FE et de flexion maximale sont toutefois très proches des valeurs limites, laissant présumer qu'une partie des données les dépassent.

Tableau 23 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le coude. Valeurs moyennes de RoM et de MAX

COUDE - INTERP			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +elbFE	STATIC_1 +elbPS	STATIC_1 +elbFE +elbPS	STATIC_2 +elbFE	STATIC_2 +elbPS	STATIC_2 +elbFE +elbPS	LIMITE PHYSIO	
Mvmt	Angle	Mean												
elbFE max	FE	RoM	124°	140°	140°	138°	140°	140°	140°	140°	138°	140°	145°	
		Flex max	155°	146°	140°	144°	140°	143°	144°	145°	144°	145°	145°	145°
		Flex min	31°	6°	0°	6°	0°	4°	4°	5°	6°	5°	0°	0°
elbPS max	PS	RoM	104°	85°	84°	83°	84°	84°	84°	85°	84°	85°	175°	
		Pro max	53°	32°	36°	37°	32°	36°	32°	29°	37°	29°	85°	
		Sup max	51°	53°	49°	47°	53°	49°	53°	56°	47°	56°	90°	

Le calcul du pourcentage de cycles entraînant un RoM « out » montre, en effet, que la totalité des calibrations MIMU-S2S entraîne un pourcentage considérable de RoM supérieurs à la limite physiologique de 145° définie par Kapandji et al. [7] pour l'angle FE, sans distinction inter-calibration particulière ([25% - 30%], tableau 24).

Tableau 24 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le coude. Valeurs de % RoM « out »

COUDE - INTERP			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +elbFE	STATIC_1 +elbPS	STATIC_1 +elbFE +elbPS	STATIC_2 +elbFE	STATIC_2 +elbPS	STATIC_2 +elbFE +elbPS
	Mvmt	Angle										
% RoM out	elbFE max	FE	10	28	29	25	29	29	29	30	25	30
	elbPS max	PS	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

La répartition des RoM des angles FE et PS respectivement lors des mouvements elbFEmax et elbPSmax illustre ces résultats (figure 49). L'ordre des diagrammes en boîte à moustache respectent l'ordre d'affichage des tableaux 23 et 24 : la méthode REF en premier en partant de la gauche, puis les calibrations MIMU-S2S en commençant par TECH, ...

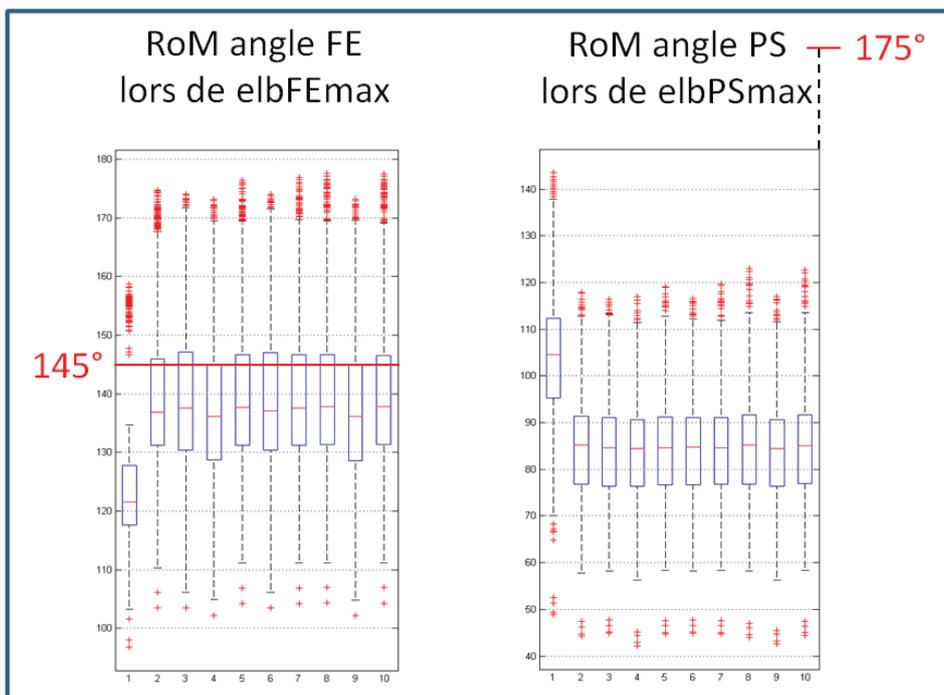


Figure 49 : répartition des RoM des angles FE et PS, respectivement lors des mouvements elbFEmax et elbPSmax

Détails : les limites physiologiques définies par Kapandji et al. [7] sont représentées en rouge.

Epaule

La lecture des valeurs moyennes de RoM et de max/min ne montre aucun dépassement de limite physiologique des angles FE lors des mouvements shoFmax et shoAmax pour la totalité des calibrations MIMU-S2S (tableau 25). Pour rappel, la séquence ZXY utilisée entraîne un angle actif en FE lors du mouvement shoAmax. Les valeurs de flexion minimale et d'abduction minimale ne sont pas jugées directement exploitables dans ce travail étant donné qu'il était demandé au sujet de tendre vers un début et une fin de cycle de mouvement avec le membre supérieur en position neutre (« limite à 0° ») : les limites physiologiques d'extension et d'adduction de l'épaule ne peuvent donc pas être utilisées ici (cases grisées dans le tableau 25).

Tableau 25 : Résultats du respect des limites physiologiques pour l'épaule. Valeurs moyennes de RoM et de MAX

EPAULE - INTERP			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +shoIE	STATIC_2 +shoIE	LIMITE PHYSIO
Mvmt	Angle	Mean							
shoF max	FE	RoM	168°	159°	158°	155°	161°	161°	180°
		Flex max	144°	133°	148°	143°	153°	152°	180°
		Flex min	-24°	-26°	-9°	-12°	-8°	-9°	0°*
shoA max	AA	RoM	167°	142°	141°	139°	144°	145°	180°
		Abd max	156°	133°	147°	142°	152°	151°	180°
		Abd min	-11°	-10°	6°	3°	8°	7°	0°*

Le calcul du pourcentage de cycles entraînant un RoM « out » ne met en avant aucun dépassement marqué des limites physiologiques pour la totalité des calibrations MIMU-S2S lors des deux mouvements étudiés (tableau 26) (à la différence de la méthode REF). Seules les calibrations MIMU-S2S composées de l'étape de calibration shoIE entraînent un léger pourcentage de RoM « out » pour l'angle FE lors du mouvement shoFmax ([8% - 9%]).

Tableau 26 : Résultats du respect des limites physiologiques pour le coude. Valeurs de % RoM « out »

EPAULE - INTERP			REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +shoIE	STATIC_2 +shoIE
Mvmt	Angle							
% RoM out	shoF max	FE	27	2	1	0	8	9
	shoA max	AA	18	0	0	0	0	0

La répartition des RoM des angles FE et PS respectivement lors des mouvements elbFEmax et elbPSmax illustre ces résultats (figure 50). L'ordre des diagrammes en boîte à moustache respectent l'ordre d'affichage des tableaux 25 et 26 : la méthode REF en premier en partant de la gauche, puis les calibrations MIMU en commençant par TECH, ...

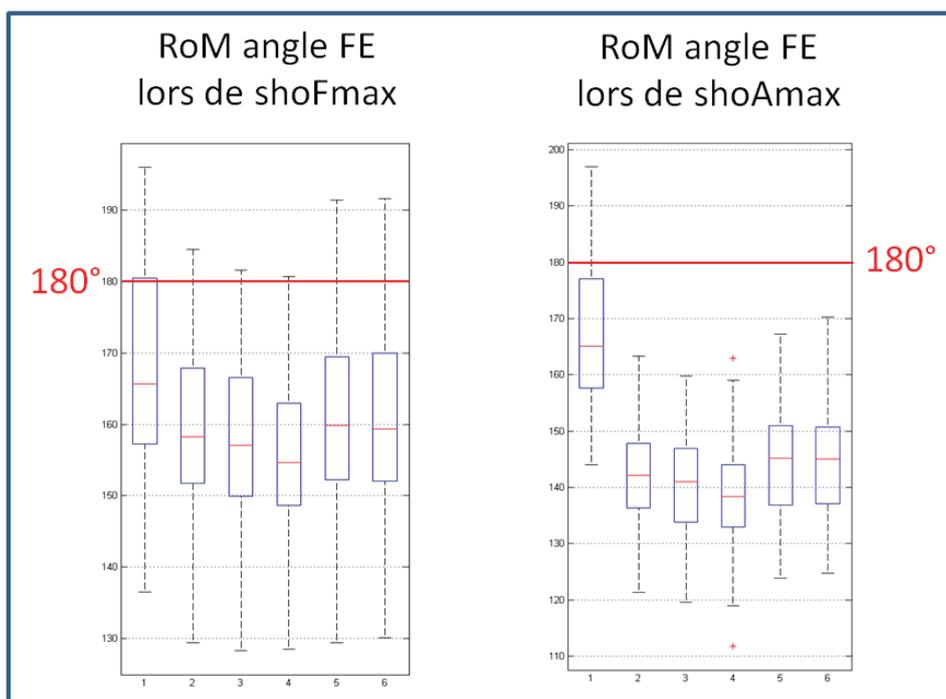


Figure 50 : répartition des RoM des angles FE lors des mouvements shoFmax et shoAmax

Détails : les limites physiologiques définies par Kapandji et al. [7] sont représentées en rouge.

3.3.2.3 Discussion & Conclusion

Discussion

Dans un premier temps, il doit être précisé que les résultats présentés dans cette partie sont dépendants des séquences Euler utilisées. Les séquences ZYX, ZXY et ZXY ont respectivement été utilisées pour calculer les angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule.

Les résultats sont également dépendants des valeurs des limites physiologiques utilisées, soit les valeurs proposées par Kapandji et al. [7]. Des travaux menés par l'INRS [172] sur un panel de jeunes sujets sportifs, ont, par exemple, montré des limites physiologiques (actives) d'abduction du poignet plus étendues ($28^{\circ} \pm 6^{\circ}$ contre 15° pour Kapandji et al.) (tableau 27). Toutefois, l'amplitude AA totale du poignet mentionnée reste de l'ordre de 60° car une plus faible adduction maximale est répertoriée. L'ouvrage de Bouisset et al. [173], qui reprend des résultats d'une étude menée par l'armée américaine, confirme la valeur d'abduction du poignet exposée par l'INRS ($27^{\circ} \pm 9^{\circ}$), tout en conservant la limite physiologique d'adduction présentée par Kapandji et al. ($47^{\circ} \pm 7^{\circ}$), faisant alors état d'une amplitude totale AA de $74^{\circ} \pm 13^{\circ}$.

Tableau 27 : Comparaison des limites physiologiques exposées dans la littérature pour l'angle AA du poignet

Limites physiologiques	Kapandji et al. [7]	INRS [172]	Bouisset et al. [173]
Abd max	15°	28°	27°
Add max	45°	29°	47°
RoM AA	60°	57°	74°

Si l'amplitude articulaire de l'angle AA du poignet n'était plus celle proposée par Kapandji et al. (60°), mais celle de Bouisset et al. (74°), les résultats de RoM « out » des calibrations MIMU-S2S ne seraient plus de [0% - 35%] mais de [0% - 7%], réduisant ainsi considérablement la différence entre les calibrations MIMU-S2S non composées de l'étape wriE et les calibrations composées de cette étape (tableau 28).

Tableau 28 : Conséquences du changement de limite physiologique sur le pourcentage de RoM « out »

POIGNET - INTERP			LIMITE PHYSIO	REF	TECH	STATIC_1	STATIC_2	STATIC_1 +wriE	STATIC_1 +handF	STATIC_1 +wriE +handF	STATIC_2 +wriE	STATIC_2 +handF	STATIC_2 +wriE +handF	
Mvmt	Angle													
% RoM out	wriAA max	AA	Kapandji et al. (60°)	0	29	26	35	0	17	0	12	22	0	
			↓											
			Bouisset et al. (74°)	0	5	7	5	0	5	0	0	5	0	

Les travaux de Bouisset et al. [173] confirment également la limite physiologique de 145° pour la flexion du coude proposée par Kapandji et al. (142°± 10°) et la complète avec des valeurs de 5^{ème} et 95^{ème} percentiles de [162° - 122°]. Suivant le même raisonnement que pour l'abduction du poignet, une seconde analyse utilisant la valeur de 5^{ème} percentile de 162° en lieu et place de celle de 145° présentée par Kapandji et al. ferait considérablement chuter le pourcentage de RoM « out » des calibrations MIMU-S2S (passant de [25% - 30%] à [8% - 10%]).

Malgré une possible évolution des valeurs de RoM « out » lorsque les limites physiologiques sont tirées d'autres références, une certaine tendance peut être dégagée de ce travail.

Concernant d'éventuelles différences entre les calibrations MIMU-S2S, ce travail n'a pas permis de mettre en évidence des distinctions particulières, à l'exception d'un éventuel apport de la calibration fonctionnelle wriE dans l'interprétation des angles AA du poignet et d'une légère dégradation des résultats propres à l'interprétation de l'angle FE de l'épaule lors de l'utilisation de la calibration fonctionnelle shoE. Le peu de différences inter-

calibrations MIMU-S2S peut s'expliquer, en partie, par le fait que le calcul des angles articulaires à partir des MIMU se fait à partir du même mouvement relatif de deux MIMU et ce, quelle que soit la calibration MIMU-S2S utilisée. Ainsi, si l'erreur observée sur les amplitudes de mouvement est attribuée aux artefacts de tissus mous, cette erreur est systématique pour toutes les calibrations MIMU-S2S.

Une remarque spécifique aux artefacts de tissu mou peut être faite concernant l'angle de pronosupination de l'avant-bras (elbPSmax). En effet, les valeurs de RoM mesurées sont très inférieures à la limite physiologique de 175°, à la fois sur les données MIMU ([83° - 85°]) et sur les données REF (104°). Cette observation met en avant la difficulté de mesurer pleinement ce mouvement, à partir de MIMU et de marqueurs cutanés (REF), les effets des artefacts de tissu mou étant particulièrement marqués sur des mouvements de rotation axiale [174].

Conclusion

Dans un objectif d'évaluation des facteurs de risque d'apparition de TMS, l'étude des amplitudes articulaires revêt une importance particulière, en témoignent les différentes normes écrites sur ce sujet [16]–[18]. Ce travail s'est spécifiquement intéressé au respect des amplitudes articulaires maximales. De façon générale, cette étude montre que les données angulaires provenant de MIMU n'entraînent pas de dépassement des limites physiologiques pour la plupart des angles observés, l'interprétation des angles FE du poignet, de l'angle PS du coude et des deux angles FE et AA de l'épaule ne représentant pas de difficultés particulières. Toutefois, ce travail ne permet pas de valider le respect des limites physiologiques concernant les angles AA du poignet et de FE du coude. D'éventuelles précautions sembleraient à prendre concernant l'interprétation de ces deux angles lors de mouvements réalisés à amplitude maximale, notamment pour des études cherchant à distinguer une population pathologique d'une population saine par exemple.

3.4 Discussion & Conclusion

3.4.1 Synthèse générale

Ce chapitre s'est intéressé spécifiquement à la détermination des angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule (articulation huméro-thoracique) à partir de MIMU. Il s'est articulé autour de trois parties distinctes. Une première partie s'est focalisée sur l'identification des paramètres ou sources de variabilité qui influent sur les données angulaires. Une approche statistique globale (modèle linéaire mixte) a été utilisée sur des données d'amplitudes articulaires mesurées lors du mouvement test Roue. Elle a mis en avant le fait que l'expérimentateur et le choix de la calibration MIMU-S2S influent de façon statistiquement significative sur de telles données cinématiques. La variabilité inter-expérimentateurs a également été quantifiée (inférieure à 3°), permettant notamment de confronter un résultat de significativité statistique à la variabilité quantifiée correspondante.

La deuxième partie de ce chapitre représente la partie centrale de ce travail. Elle est focalisée sur la comparaison des calibrations MIMU-S2S pour la détermination des angles articulaires. Elle a suivi une démarche approfondie sur le plan méthodologique, tant au niveau des données expérimentales analysées, de la variabilité humaine considérée, des critères de comparaison sélectionnés que des indicateurs statistiques utilisés. Ce travail a montré l'absence de différence majeure existant entre les différentes calibrations MIMU-S2S (TECH, STATIC, FONCT), à l'exception d'une plus faible reproductibilité observée pour la calibration TECH pour l'articulation de l'épaule et de la calibration fonctionnelle d'extension du poignet sur support pour l'articulation du poignet. Au-delà de la comparaison inter-calibrations MIMU-S2S effectuée, ce travail a permis de caractériser, au plus près d'une réalité d'utilisation finale, la précision globale des données angulaires du membre supérieur provenant de MIMU. Une bonne justesse (proche de la REF) et une très bonne fidélité (reproductibilité) des données angulaires, de l'ordre de 5°-10°, ont notamment été démontrées. Il peut également être avancé que la précision globale des angles articulaires calculés à partir de MIMU semble plus dépendante du niveau de rigueur accordée à la procédure expérimentale (entraînement des expérimentateurs, sensibilisation aux artefacts de tissus mous, instructions écrites, etc...) que du choix de calibration lui-même.

Enfin, la troisième partie de ce chapitre est venue compléter ce travail en apportant des éléments de réponse propres à l'interprétation finale des données angulaires. Basée sur la même approche comparative des calibrations MIMU-S2S, elle s'est à la fois intéressée à la minimisation de l'effet « cross-talk » et au respect des limites physiologiques d'amplitudes articulaires maximales. Elle a notamment démontré, qu'en l'absence de contrainte cinématique appliquée, un « cross-talk » minimum de 5-10° (en amplitude maximale) était systématiquement présent sur les données angulaires provenant des MIMU, pouvant atteindre 20° sur le degré de liberté non existant d'abduction/adduction du coude. La combinaison de la calibration statique STATIC_2 et de la calibration fonctionnelle elbFE

apparaît être un choix de calibration judicieux pour limiter au mieux les différents effets « cross-talk » sur la totalité du membre supérieur. Enfin, les données angulaires provenant de MIMU n'entraînent pas de dépassement des limites physiologiques (amplitudes maximales) pour la plupart des angles articulaires du membre supérieur. Des précautions sembleraient toutefois à prendre concernant l'interprétation des amplitudes articulaires maximales d'abduction/adduction du poignet et de flexion/extension du coude.

3.4.2 Comparaison des calibrations MIMU-S2S

La calibration TECH a montré une plus faible fidélité des données angulaires pour l'articulation de l'épaule (tableau 29). La calibration wriE a montré des résultats décevants tant au niveau de la justesse et de la fidélité des données que de sa capacité à limiter l'effet « cross-talk » sur les angles du poignet. La calibration handF (main à plat) a également montré quelques lacunes à limiter les effets de « cross-talk ».

Concernant l'articulation du coude, aucune différence majeure entre les calibrations MIMU-S2S n'a pu être observée au regard des différents critères observés. L'apport de la calibration fonctionnelle elbFE a toutefois pu être identifié pour limiter l'effet de « cross-talk » sur les angles du coude. Quant à la calibration fonctionnelle elbPS, aucun apport particulier n'a pu être observé. Ceci étant, il doit être précisé que cette dernière peut représenter un réel intérêt, notamment dans l'utilisation de la seconde représentation segmentaire de l'humérus proposée par l'ISB (nommée H2) [84]. Cette représentation utilise l'axe de pronosupination calculé à chaque instant pour déterminer le repère segmentaire du bras. Cette technique présenterait l'avantage de limiter l'impact des effets des artefacts de tissus mous présents au niveau du bras [175] et a notamment été reprise dans les travaux de Cutti et al. [33].

De façon générale, malgré une différence jugée statistiquement significative entre les deux calibrations statiques (STATIC_1, STATIC_2) lors de la partie 1 de ce chapitre, aucune différence majeure n'a été observée au regard des résultats de justesse et de fidélité des données angulaires. Un apport de STATIC_2 a toutefois été mis en avant afin de limiter l'effet du « cross-talk » sur les angles du poignet. Ce résultat pourrait être expliqué par le fait qu'il apparaît plus simple pour l'expérimentateur de s'assurer d'un parfait alignement entre les segments de la main et de l'avant-bras lorsque ces deux segments sont orientés dans sa direction, soit vers l'avant (STATIC_2), plutôt que vers le bas (STATIC_1).

Ces différents constats sont synthétisés dans le tableau 29.

Tableau 29 : Synthèse de la comparaison des calibrations MIMU-S2S

	JUSTESSE	FIDELITE	INTERPRETABILITE	
			Cross-talk	Limite physio
POIGNET	wriE à éviter	wriE à éviter	wriE à éviter handF à éviter STATIC_2 à privilégier	Toute calib OK
COUDE	Toute calib OK	Toute calib OK	elbFE à privilégier	Toute calib OK
EPAULE	Toute calib OK	TECH à éviter	Toute calib OK	Toute calib OK

3.4.3 Propositions de recommandations

3.4.3.1 Calibrations MIMU-S2S

Ainsi, au vu des résultats, il peut être recommandé d'associer à la technologie des MIMU une calibration STATIC_2 et une calibration elbFE afin de déterminer la totalité des angles articulaires du membre supérieur (poignet, coude, épaule).

Ceci étant, il doit être gardé à l'esprit que le choix des calibrations doit être ajusté au regard des contraintes et des objectifs de l'étude [93]. Si une population pathologique est étudiée (ou si de fortes contraintes temporelles sont présentes), la calibration fonctionnelle elbFE sera naturellement (ou potentiellement) exclue. Concernant la calibration statique (de préférence STATIC_2), celle-ci peut également être adaptée en fonction des mouvements à analyser. Wells et al. [176], propose, par exemple, une calibration statique avec une flexion du coude de 90° et une pronosupination neutre de l'avant-bras (tout comme STATIC_2) associées à une flexion de l'épaule de 90°, afin de se rapprocher au maximum des mouvements qu'ils souhaitent mesurer (dans leur cas : mouvements de lancer de base-ball) (figure 51).

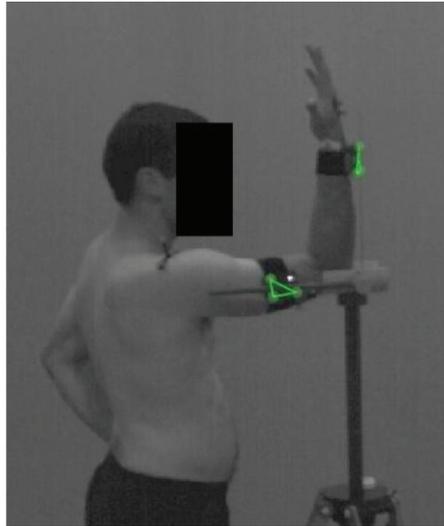


Figure 51 : calibration statique utilisée par Wells et al.
[176]

Comme mentionné en amont, l'utilisation de la calibration fonctionnelle elbPS pour respecter la représentation H2 de l'ISB, est un autre exemple d'ajustement possible de la calibration en fonction de l'objectif de l'étude.

3.4.3.2 Formation des expérimentateurs

De façon générale, un niveau de rigueur élevé doit être accordé à la procédure expérimentale, l'étape pré-expérience ne devant pas être négligée. A l'image des recommandations émises par Parel et al. [9], trois pré-sessions de calibration réalisées sur des sujets différents, en sensibilisant notamment les expérimentateurs aux phénomènes d'artefacts de tissus mous, peuvent être recommandées. L'utilisation d'instructions écrites (simples et imagées), explicitant clairement les critères de validation de l'étape de calibration, a également représenté un outil d'accompagnement utile pour l'expérimentateur lors de cette expérience.

3.4.3.3 Positionnement et attache des MIMU

Le positionnement des MIMU n'est certainement pas à négliger, notamment sur le segment du bras. Dans ce cas précis, un placement trop distal entraîne, par exemple, un fort mouvement de rotation du capteur lors de flexions maximales du coude. Dans le cadre de cette étude, une attention particulière a également été accordée au mode d'attache des MIMU. Une bande de contention (élastique) était placée entre chaque MIMU et la peau du sujet. Au-delà de s'assurer du fait qu'un expérimentateur ne puisse pas détecter l'emplacement du MIMU choisi par son prédécesseur, cette bande permet d'uniformiser la

forme du segment en lissant les éventuels contours musculaires (dans le cas de muscles « saillants »). La non-utilisation de bande rendait le MIMU, notamment au niveau du bras, plus sensible aux variations des masses molles et des contractions musculaires. Cette étude étant réalisée sur des sujets au torse nu, les résultats présentés ne peuvent pas être directement extrapolés lors de port de vêtements. Toutefois, à l'instar de la bande de contention au niveau du bras, il ne peut pas être arrêté que la présence de vêtements entre la peau et les MIMU engendrerait systématiquement une variabilité plus grande, un vêtement pouvant possiblement lisser les contours segmentaires à l'instar de la bande de contention utilisée dans cette étude. Enfin, le mode d'attaches du MIMU sur cette bande (en plus du scotch double face) avec un scotch élastique le recouvrant a également son importance dans la limitation des effets indésirables d'artefacts de tissus mous.

3.4.4 Questions restantes / Ouverture

La question de la pertinence scientifique quant à la recherche d'une significativité statistique a été mise en avant. En effet, il apparaît judicieux de ne pas dissocier l'identification des paramètres d'influence (analyse statistique) de la caractérisation de l'impact même de ces paramètres. L'approche statistique permet d'appuyer le fait qu'un paramètre influe sur des données d'observation, légitimant ainsi la recherche de la caractérisation et de la minimisation de l'impact (de la variabilité) de ce paramètre.

Une autre question quelque peu mise en avant dans ce travail concerne le choix du MIMU à utiliser afin de mesurer au mieux la pronosupination de l'avant-bras : un MIMU positionné sur la main ou bien sur la partie distale de l'avant-bras (relativement au MIMU positionné sur le bras). Comme déjà mentionné, Perez et al. [65], ont ouvert la possibilité d'une utilisation du MIMU positionné sur la main, sans toutefois justifier leur choix. Les travaux conduits dans le cadre de cette thèse montrent que l'utilisation du MIMU placé sur l'avant-bras permet une mesure correcte de l'angle de pronosupination (soit proche de la référence).

Une troisième question a également été introduite. Elle concerne l'apport d'une contrainte anatomique pour limiter le « cross-talk » en abduction/adduction du coude. Celle-ci ouvre le champ à la vaste réflexion de l'utilisation de contraintes anatomiques en degrés de liberté [32], [46], [148], [177] ou en amplitudes de mouvement [148]. De telles propositions, faites tant au niveau de l'articulation du genou que du coude, ne visent pas directement la limitation de l'effet « cross-talk » mais la modification des algorithmes de fusion de donnée utilisés en post-traitement des informations brutes issues des MIMU (substitution des informations provenant du magnétomètre [177]).

CHAPITRE 4

**ESTIMATION DES
POSITIONS SEGMENTAIRES
A PARTIR DE CAPTEURS INERTIELS**

4 ESTIMATION DES POSITIONS SEGMENTAIRES A PARTIR DE CAPTEURS INERTIELS

Si l'on prolonge le fil conducteur du chapitre 3, l'estimation des positions segmentaires du membre supérieur contribue à faciliter l'interprétation des postures et des mouvements réalisés par le sujet. La visualisation 3D du membre supérieur vient compléter les informations d'angles articulaires, notamment au niveau de l'épaule où la lecture/compréhension du mouvement est souvent compliquée.

La revue de la littérature présentée dans le chapitre 1 a mis en avant deux verrous scientifiques propres à l'estimation des positions segmentaires du membre supérieur via la technologie des MIMU :

- La quasi-absence de caractérisation de l'erreur en position finale de la main,
- Le manque d'information existant au niveau des segments de la scapula et de la clavicule.

L'objectif premier de ce chapitre est la caractérisation de l'erreur de positionnement de la main via une chaîne segmentaire, allant du thorax jusqu'à la main, associée à la technologie des MIMU. L'utilisation d'une table anthropométrique permettant de générer les longueurs segmentaires à partir de la taille du sujet, est associée à cette chaîne afin de se positionner dans des conditions réelles d'utilisation du système ambulateur.

L'objectif secondaire de ce chapitre est d'investiguer l'apport du MIMU positionné sur le segment de la scapula dans l'estimation de la position de la chaîne segmentaire. Pour cela, deux chaînes segmentaires MIMU sont comparées : l'une considérant le centre articulaire gléno-huméral fixe par rapport au thorax, l'autre le considérant mobile en utilisant les informations de mouvement du MIMU positionné sur la scapula.

La caractérisation des erreurs de positionnement des chaînes MIMU est effectuée en utilisant les informations de position calculées par le système optoélectronique comme référence (REF). La totalité des sessions expérimentales du protocole (10 sujets x 5 sessions) est utilisée dans ce travail, lors de quatre conditions de test distinctes (maintien de postures et réalisation de mouvements).

4.1 Méthodes

4.1.1 Représentation segmentaire des coordonnées naturelles

Les chaînes segmentaires générées dans ce travail, associées à la technologie des MIMU ou à la méthode REF, utilisent la représentation segmentaire des coordonnées naturelles (chapitre 2). Lorsque les angles articulaires étaient recherchés (chapitre 3), une représentation segmentaire sous la forme des trois vecteurs u , v et w se justifiait car des informations d'orientation 3D étaient suffisantes (et non de position 3D). Dans le cas de l'estimation de positions segmentaires, propre à ce chapitre 4, la représentation originelle des coordonnées naturelles, c'est-à-dire en incluant les informations des points P et D, est nécessaire. Pour rappel, les points P et D sont respectivement les points proximal et distal d'un segment corporel et représentent à eux deux sa direction longitudinale ($v = rP - rD$, avec rP et rD les vecteurs « position » des points P et D).

Note : dans la logique d'une chaîne segmentaire ouverte, avec des liaisons de type sphérique pour toutes les articulations, le point proximal P du segment distal équivaut généralement au point distal D du segment proximal.

4.1.2 Chaînes segmentaires MIMU

Aucune information de position n'étant disponible en sortie des MIMU, l'estimation des points P et D d'une chaîne segmentaire MIMU passe par la détermination des axes longitudinaux ($v = P - D$) de chacun des segments corporels, auxquels sont ajoutés des informations de longueur segmentaire.

L'objectif de ce travail n'étant pas de comparer plusieurs calibrations MIMU-S2S, l'unique calibration MIMU-S2S STATIC_1 (sujet debout, membres supérieurs complets le long du corps, avant-bras en pronosupination neutre, doigts tendus) est utilisée pour générer les axes longitudinaux v des segments du thorax, du bras, de l'avant-bras et de la main, étant donné qu'un MIMU est positionné sur chacun de ces segments corporels.

Concernant l'estimation du centre articulaire de l'épaule (SJC) par rapport au haut du thorax (CJC), deux approches sont testées dans ce travail.

Il doit être précisé que d'importantes simplifications ont été faites dans ce travail telles que l'utilisation d'un segment « épaule » et l'estimation de positions arbitraires de centres articulaires. Celles-ci se justifient au vu (1) de l'absence d'informations propres aux positions

des MIMU et (2) de l'objectif de cette chaîne segmentaire, à savoir son intégration dans une interface graphique (celle-ci sera présentée par la suite).

4.1.2.1 Epaule fixe par rapport au thorax

La première approche considère le centre articulaire SJC fixe par rapport au thorax (CJC). L'axe CJC-SJC est défini à partir d'une règle de régression existante dans la littérature [133]. Cette règle donne la position moyenne du point SJC (en x, y, z) par rapport au repère anatomique du thorax (avec une origine en CJC) pour une population de 31 sujets masculins de taille moyenne de 1,77m. L'axe CJC-SJC est déterminé pour chacun des sujets de cette expérience ($N = 10$) lors de la posture de calibration STATIC_1 (sujet debout, membres supérieurs le long du corps) ; il est exprimé dans le repère anatomique du thorax associé aux MIMU. Ainsi, tout mouvement du thorax entraîne, de façon solidaire, le mouvement du point SJC (figure 52). En d'autres termes, l'axe CJC-SJC (V_{reg} , figure x) est entièrement « piloté » par le mouvement du thorax. La longueur de cet axe est calculée proportionnellement à la taille du sujet (ratio par rapport à la taille de référence de 1,77m). La chaîne segmentaire MIMU générée sera appelée la chaîne MIMU 1 dans ce document.

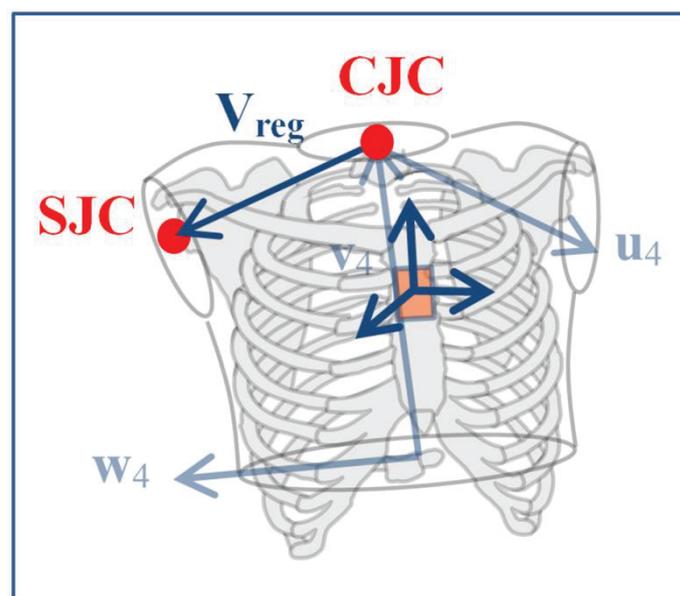


Figure 52 : Estimation du point SJC dans la chaîne segmentaire MIMU 1

Détails : V_{reg} = axe CJC – SJC

4.1.2.2 Epaule mobile par rapport au thorax

La seconde approche testée dans ce travail combine l'hypothèse de rigidité propre à la chaîne MIMU 1 à l'utilisation des informations de mouvement du MIMU positionné sur la

scapula. En effet, l'axe CJC-SJC est défini en deux composantes vectorielles distinctes : l'une fixe au thorax, l'autre mobile.

Sa première composante, fixe par rapport au thorax, est définie comme étant l'axe CJC-SJC calculée via la règle de régression utilisée pour la chaîne MIMU 1 (V_{reg} , figure 52), mais est de longueur segmentaire divisée par deux.

Sa seconde composante, mobile par rapport au thorax, est « pilotée » par les mouvements du MIMU positionné sur la scapula. A l'instar de la composante fixe exprimée dans le repère du thorax, l'axe CJC-SJC est exprimé dans le repère technique du MIMU positionné sur la scapula, lors de la posture de calibration *STATIC_1*. Cette relation constante est alors conservée lors des essais de test, pendant lesquels tout mouvement du MIMU « scapula » est converti en un changement d'orientation de cette composante vectorielle mobile (note : ce concept, également utilisé pour la chaîne MIMU 1, est identique au concept de calibrations MIMU « sensor-to-segment » (S2S)).

Cette composante mobile se situe dans la continuité de la composante fixe et est de longueur segmentaire équivalente ($[CJC - SJC] / 2$) (figure 53).

L'hypothèse sous-jacente à cette approche considère que l'utilisation du mouvement du MIMU sur la scapula entraîne une meilleure estimation du centre artulaire de l'épaule voire du point distal de la main, notamment lors de mouvements d'élévation du bras. Le choix de diviser l'axe CJC-SJC en deux composantes vectorielles de longueur équivalente est fait de façon arbitraire.

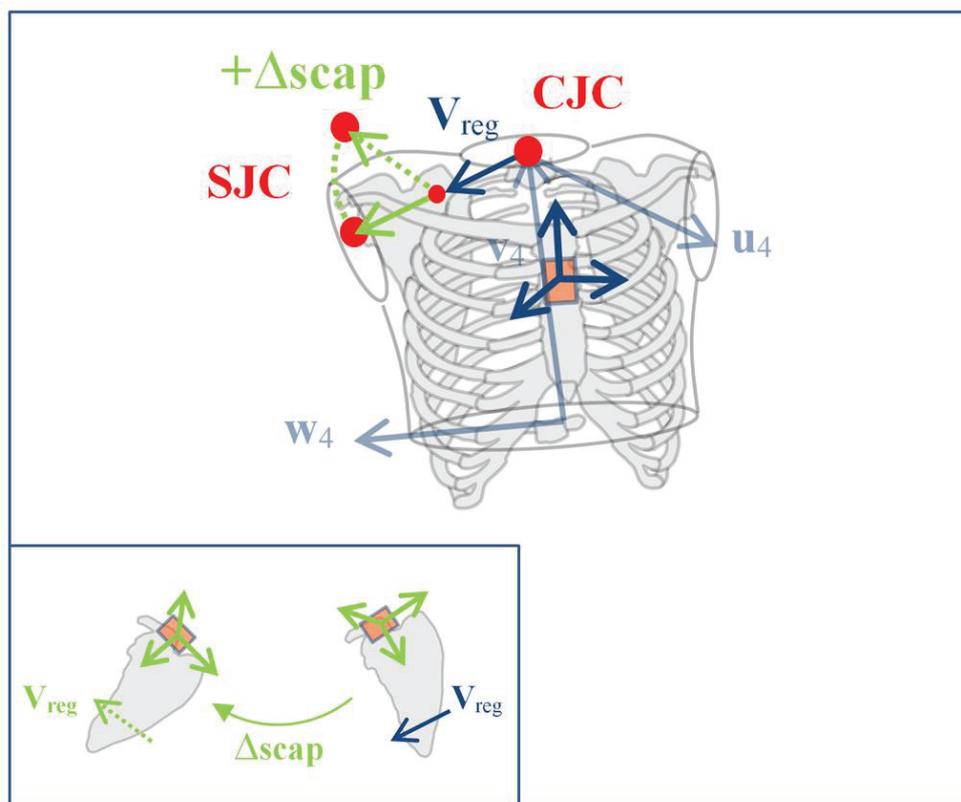


Figure 53 : Estimation du point SJC dans la chaîne segmentaire MIMU 2

Remarque : à titre de comparaison au sein de la littérature scientifique, cette chaîne segmentaire MIMU 2 entraîne une représentation de l'articulation de l'épaule sous la forme de deux articulations (l'articulation gléno-humérale à 3 DDLs et l'articulation de la ceinture scapulaire (« shoulder girdle ») à 2 ou 3 DDLs), telle que décrite par Yang et al. [178].

4.1.2.3 Les longueurs segmentaires

Dans ce travail, les longueurs segmentaires des chaînes MIMU sont déterminées, par régression, à partir de la taille du sujet, en utilisant les données anthropométriques exposées dans les travaux de Dumas et al. [133]. La population étudiée dans ces travaux se compose de 31 sujets masculins, d'âge moyen de 27,5 ans et de taille moyenne de 1,77 m. Cette population possède des caractéristiques proches de la population étudiée dans ce travail de thèse (10 sujets masculins, âge moyen de 29 ans, taille moyenne de 1,80 m).

4.1.3 Données de position REF

Afin de caractériser l'erreur de positionnement des deux chaînes segmentaires MIMU, les données de position calculées par le système optoélectronique sont utilisées comme données de référence (méthode REF). Pour rappel, les points P et D de chaque segment corporel sont calculés, comme étant le point milieu de marqueurs anatomiques (ex : D2 = milieu de RS – US) ou bien en utilisant des règles de régression comme pour le centre articulaire de l'articulation gléno-humérale (GH, soit P3) [133] (tableau 30). Voir annexe 6 pour plus d'informations propres à la détermination du point GH.

Tableau 30 : Détermination des points P et D via la méthode REF

SEGMENT	POINT SEGMENTAIRE	DENOMINATION*	DEFINITION
THORAX	P4	TJC	Milieu de PX – T8
	D4	CJC	Milieu de IJ – C7
BRAS	P3	SJC	GH (par régression [133])
	D3	EJC	Milieu de EM - EL
AVANT-BRAS	P2	WJC	Milieu de RS - US
	D2		
MAIN	P1	Main	Milieu de MCP2 - CP5
	D1		

*JC tiré de l'anglais « Joint Center »

Au total, six positions anatomiques distinctes sont calculées via la méthode REF. Pour faciliter la lecture du document, la dénomination TJC, CJC, SJC, EJC, WJC et Main sera conservée dans la suite du document (figure 54).

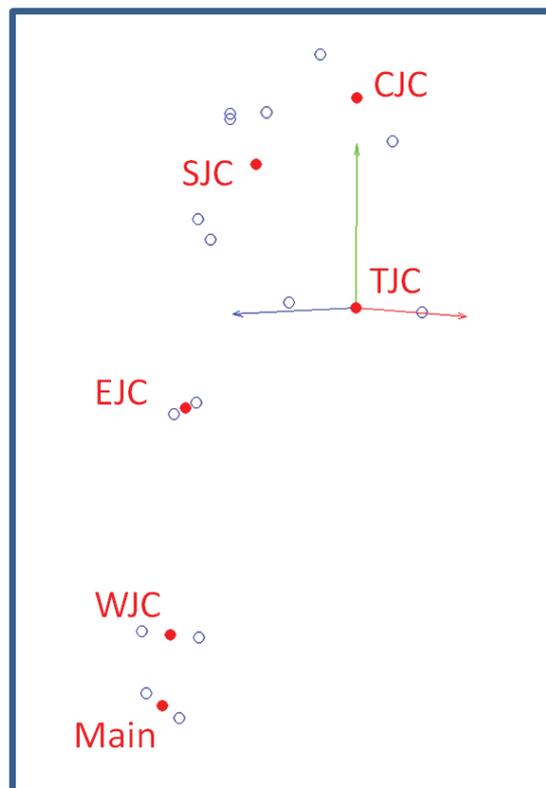


Figure 54 : Positions anatomiques REF

Il est important de noter qu'aucune chaîne cinématique en tant que telle n'est appliquée pour la méthode REF, i.e. aucune contrainte telle que des degrés de liberté bloqués ou des longueurs segmentaires constantes ne sont imposées. Les données de position de référence

des centres articulaires sont directement calculées à partir des marqueurs anatomiques, faisant possiblement varier les distances inter-centres articulaires.

4.1.4 Alignement des chaînes segmentaires REF-MIMU

Les deux technologies des MIMU et du système optoélectronique ne représentent pas leur information dans le même repère spatial. Les MIMU utilisent un repère global dépendant de la gravité et du nord magnétique terrestre tandis que le système optoélectronique utilise un repère global créé en positionnant arbitrairement une « règle » (L-frame) sur une surface plane. Afin de permettre une comparaison de chaînes segmentaires MIMU et REF, il est indispensable d'exprimer toutes les informations de position dans un même repère spatial. Dans ce travail, le choix a été fait de les exprimer, non plus dans le repère global des technologies, mais dans le repère anatomique du thorax (propre à chaque chaîne segmentaire). Ceci entraîne, certes, la perte d'information concernant les éventuelles différences d'orientation du thorax entre MIMU et REF mais cela permet la comparaison des chaînes segmentaires pour la totalité des autres segments corporels, sans altérer la comparaison avec de possibles erreurs d'alignement causée par des techniques d'alignement 3D des deux systèmes.

4.1.5 Mouvements tests étudiés

Dans ce travail, les deux chaînes segmentaires MIMU sont évaluées lors des postures et mouvements suivants :

- **STATIC_1** : un maintien de posture, debout, membres supérieurs le long du corps, avant-bras en pronosupination neutre, poignet en flexion/extension et abduction/adduction neutres et doigts tendus
- **T-POSE** : un maintien de posture, debout, les membres supérieurs à 90° en latéral (abduction des épaules de 90°), avant-bras en pronosupination neutre
- **shoF_max** : mouvements de flexion maximale de l'épaule (N = 15), avant-bras en pronosupination neutre
- **roue** : Mouvements de rotation d'une poignée autour d'une roue, en position assise, réalisés de façon naturelle par le sujet (N = 20)

La totalité des 50 sessions expérimentales a été étudiée dans ce travail (5 sessions x 10 sujets).

4.1.6 Outils statistiques

L'erreur RMSE de la position du centre articulaire de l'épaule (SJC) et de la position finale de la main des deux chaînes segmentaires MIMU est calculée par rapport à la position de ces deux points déterminée par la méthode REF. Cette erreur est calculée pour chaque posture/mouvement de test puis est moyennée sur la totalité des sessions expérimentales (N = 50).

4.2 Résultats

La présentation des résultats se divise en deux parties distinctes, l'estimation de la position de l'épaule (SJC) par rapport au thorax puis l'estimation de la main par rapport au thorax. Dans les deux cas, l'erreur de positionnement est caractérisée et les deux chaînes segmentaires MIMU sont comparées.

A titre d'illustration, la figure 55 propose une visualisation des quatre postures/mouvements étudiés, STATIC_1, T-pose, shoF_max et roue (pour un sujet particulier et un instant t donné).

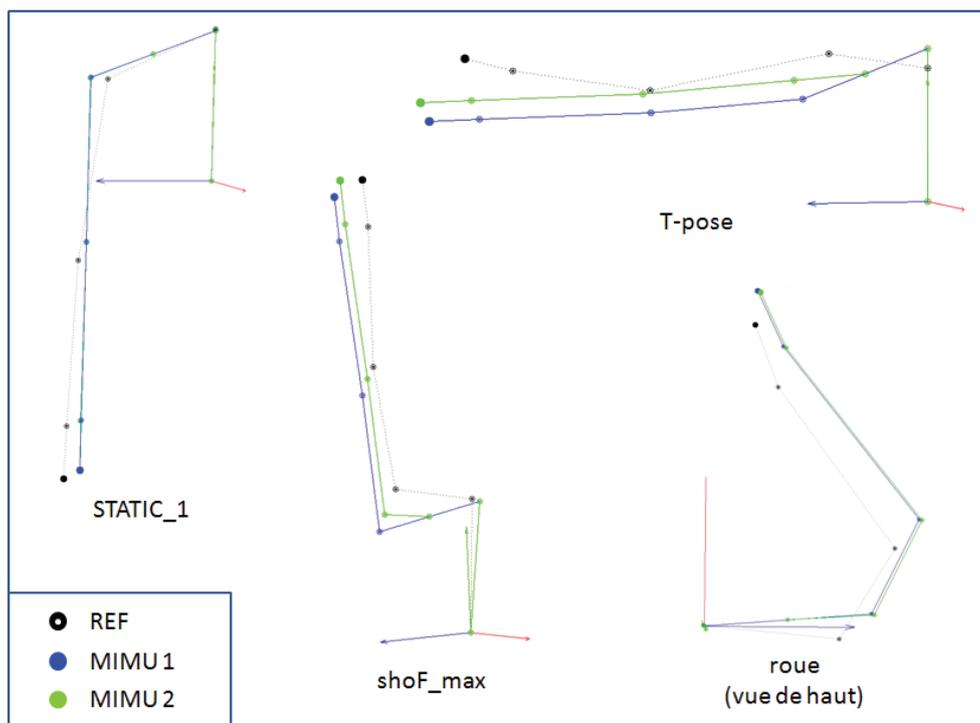


Figure 55 : illustrations des chaînes segmentaires MIMU et des positions REF pour chacune des quatre conditions étudiées (STATIC_1, T-pose, shoF_max et roue)

4.2.1 Estimation de la position du centre articulaire de l'épaule

Concernant l'estimation du centre articulaire de l'épaule, l'erreur moyenne de positionnement se situe, en moyenne, entre 3.2 et 12.4 cm, pour les deux chaînes MIMU confondues, pour les quatre postures/mouvements étudiés (tableau 31). Une erreur plus faible pour la chaîne MIMU 2 que pour la chaîne MIMU 1 peut être observée lors des conditions de test T-pose et roue (de l'ordre de 2 cm et 1 cm respectivement).

Tableau 31 : résultats concernant l'erreur moyenne de positionnement de l'épaule (SJC)

ERREUR POSITION EPAULE (cm)	MIMU 1	MIMU 2
Mvmt		
STATIC_1	3.2 ±1.2	3.2 ±1.2
T-POSE	12.4 ±1.7	10.5 ±1.8
shoF_max	8.8 ±1.7	9.3 ±1.3
roue	7.2 ±1.5	6.2 ±1.6

Une analyse complémentaire est effectuée sur le mouvement de flexion maximale d'épaule (shoF_max), en considérant le paramètre de l'amplitude articulaire atteinte. Deux zones de mouvement sont dissociées : lorsque l'angle de flexion de l'épaule de la méthode REF est $\leq 90^\circ$ (inf90) et lorsqu'il est $> 90^\circ$ (sup90) (séquence ZXY utilisée).

Les résultats mettent en avant une erreur de positionnement de l'épaule nettement plus faible lors de la condition inf90 comparée à la condition sup90, pour les deux chaînes MIMU (6 cm vs 13-14 cm) (tableau 32). Quasiment aucune différence inter-chaînes MIMU n'est constatée, hormis une erreur légèrement plus faible lors de la condition sup90 pour la chaîne MIMU 1 (de l'ordre de 1 cm).

Tableau 32 : résultats concernant l'erreur moyenne de positionnement de l'épaule (SJC), focale sur le mouvement shoF_max

ERREUR POSITION EPAULE (cm)	MIMU 1	MIMU 2
Mvmt		
shoF_max (full)	8.8 ±1.7	9.3 ±1.3
shoF_max ($\leq 90^\circ$)	5.8 ±1.7	6.1 ±1.0
shoF_max ($> 90^\circ$)	13.1 ±1.9	14.0 ±1.7

4.2.2 Estimation de la position de la main

Concernant l'estimation de la position de la main par rapport au thorax, l'erreur moyenne de positionnement se situe, en moyenne, entre 7.2 et 15.2 cm, les deux chaînes MIMU confondues, pour les quatre postures/mouvements étudiés (tableau 33).

Les erreurs les plus faibles sont atteintes pour la posture STATIC_1 (7.2 cm), tandis que de plus grandes erreurs sont atteintes pour les trois autres conditions de test, à savoir T-pose, shoF_max et roue, avec des valeurs très similaires (entre 12.6 et 15.2 cm). Quelques différences inter-chaînes MIMU peuvent être observées, avec notamment des erreurs moyennes plus faibles pour la chaîne MIMU 2 en T-pose (de l'ordre de 2 cm) (à l'instar des résultats propres à l'épaule) et des erreurs moyennes plus faibles pour la chaîne MIMU 1 lors du mouvement shoF_max (de l'ordre de 1.5 cm).

La distribution des erreurs de positionnement de la main pour les quatre postures/mouvements étudiés, est présentée en annexe 15 (sous forme de boîtes à moustache). La distribution des erreurs propres à chaque point intermédiaire de la chaîne segmentaire (CJC, SJC, EJC, WJC et Main) est disponible en annexe 16.

Tableau 33 : résultats concernant l'erreur moyenne de positionnement de la main

ERREUR POSITION MAIN (cm)	MIMU 1	MIMU 2
Mvmt		
STATIC_1	7.2 ± 1.9	7.2 ± 1.9
T-POSE	14.7 ± 2.4	12.6 ± 2.3
shoF_max	13.8 ± 3.0	15.2 ± 3.1
roue	13.6 ± 4.6	13.6 ± 4.3

A l'inverse des résultats présentés pour l'estimation de l'épaule, les résultats propres au positionnement de la main lors du mouvement shoF_max mettent en avant, une même erreur moyenne pour les deux conditions d'amplitude étudiées (inf90 et sup90) et ce, pour chacune des deux chaînes MIMU (tableau 34). L'erreur moyenne de la chaîne MIMU 1 reste, comme précédemment relevé, plus faible que l'erreur moyenne de la chaîne MIMU 2 (de l'ordre de 1.5 cm).

Tableau 34 : résultats concernant l'erreur moyenne de positionnement de la main, focale sur le mouvement shoF_max

ERREUR POSITION MAIN (cm)	MIMU 1	MIMU 2
Mvmt		
shoF_max (full)	13.8 ± 3.0	15.2 ± 3.1
shoF_max ($\leq 90^\circ$)	13.6 ± 3.3	15.1 ± 3.5
shoF_max ($> 90^\circ$)	13.9 ± 3.9	15.2 ± 4.0

4.3 Discussion

4.3.1 Erreur de positionnement de la main

Ce travail montre que l'erreur de positionnement de la main, via une chaîne Thorax – Main associée aux MIMU, avec des longueurs segmentaires générées à partir d'un modèle anthropométrique, se situe, en moyenne, entre 7 et 15 cm. Cette erreur moyenne ([7 – 15 cm]) est du même ordre de grandeur que des données de validation provenant de la littérature. Galinski et al. [64] mentionnent des erreurs de positionnement de la main entre 4 et 9 cm, à partir d'une chaîne Thorax-Main, lors d'une validation effectuée sur un bras robotique, en prenant des encodeurs comme référence. L'absence d'artéfacts de tissu mou du fait de l'utilisation du bras robotique et la parfaite définition des longueurs segmentaires, peut notamment expliquer des erreurs de positionnement plus faibles que celles exposées dans ce travail de thèse. Dans des travaux de 2013, Peppoloni et al. [179] exposent des erreurs de positionnement d'un point de l'avant-bras de 10 cm, à partir d'une chaîne scapula-avant-bras, en prenant un système optoélectronique comme référence. Ces travaux n'ont pas investigué le mouvement du poignet et donc la position de la main. Selon toute logique (répercussion des erreurs du proximal vers le distal), une erreur de position de la main, supérieure ou égale à 10 cm, soit du même ordre de grandeur que l'erreur exposée dans ce travail de thèse, pourrait être attendue dans de tels travaux.

De façon générale, il doit être gardé à l'esprit que les chaînes segmentaires MIMU définies dans ce travail sont très simplifiées, notamment du fait de l'absence d'informations de positions 3D provenant des MIMU (ce point sera repris en détails par la suite) ; ces derniers se basent donc uniquement sur des informations d'orientation 3D associées à des informations de longueurs segmentaires. La détermination des orientations segmentaires, et plus précisément des directions longitudinales des segments (lors des phases de calibration et lors des conditions de test), est notamment sujette aux artéfacts de tissus mous [94], [175]. De plus, l'utilisation d'une table de régression pour générer les longueurs segmentaires à partir de la taille du sujet [133] (et également l'orientation du segment « épaule ») entraîne possiblement des différences avec les données de référence. Ces deux sources d'approximation (d'orientation 3D et de longueurs segmentaires) viennent nécessairement impacter l'estimation de chacun des points de la chaîne segmentaire et donc in fine la position de la main.

4.3.2 Erreurs de positionnement du centre articulaire de l'épaule

Deux constats propres au positionnement du centre articulaire de l'épaule peuvent être faits au regard de cette étude.

Premier constat, ce travail met en avant une erreur de positionnement du centre articulaire de l'épaule, comprise, en moyenne, entre 3 et 12 cm. L'erreur la plus faible est logiquement observée lors de la posture STATIC_1, la règle de régression (axe CJC – SJC) étant définie dans cette posture, tandis que les trois autres conditions de test entraînent des erreurs plus élevées (6 – 12 cm). Des travaux similaires menés par Pepolloni et al. [179] mentionnent une erreur moyenne de positionnement de l'épaule de 3.5 cm (valeur moyennée sur différents mouvements d'épaule). Dans leurs travaux, les auteurs associent une chaîne cinématique Thorax-Poignet à 7 degrés de liberté (DDL) à l'utilisation de 3 MIMU positionnés sur la scapula, le bras et l'avant-bras (1 DDL est assigné à l'articulation sterno-claviculaire et 3 DDL à l'articulation « huméro-claviculaire »). L'utilisation d'une chaîne cinématique plus développée que celle utilisée dans les travaux exposés dans ce document peut possiblement expliquer cette plus faible erreur. Les travaux de Pepolloni et al. [179] n'explicitent toutefois ni la définition du point SJC de référence ni les amplitudes des mouvements d'élévation du bras réalisés, limitant de surcroît la comparaison entre les deux études.

Second constat de ce travail, les résultats exposés mettent en avant la difficulté pour les deux chaînes MIMU d'estimer convenablement la position du point SJC lors d'élévations du bras. En effet, les résultats ont montré que plus l'élévation du bras est importante, plus l'erreur au point SJC est grande : erreur roue (6-7 cm) < erreur T-pose (10-12 cm) < erreur shoF_max – sup90 (13-14 cm). Dans le cas de la chaîne MIMU 1 où le point SJC est défini comme fixe par rapport au thorax, de tels résultats pouvaient être attendus. En effet, premièrement, le fait de ne pas considérer l'épaule de manière détaillée, c'est-à-dire en définissant un centre de rotation de l'articulation gléno-humérale fixe par rapport au thorax, entraîne nécessairement des approximations de représentation lorsque le bras est en élévation (car l'élévation de la clavicule et de la scapula est totalement occultée). Deuxièmement, dans le cas de l'utilisation de MIMU seuls, l'absence d'information de position 3D complexifie encore la recherche d'une représentation réaliste et oriente le choix de la modélisation vers la définition d'une chaîne cinématique/segmentaire relativement simpliste (ex : chaîne MIMU 1). Plus spécifiquement, cette absence d'information de position rend impossible l'utilisation de positions de points anatomiques par exemple nécessaires à la construction d'une représentation physiologiquement réaliste (ex : SJC estimé par régression à partir de points anatomiques de la scapula [180] ou du thorax [181], tout comme l'utilisation de méthodes fonctionnelles (bien que proposé avec des MIMU de façon exploratoire par certains auteurs [140])). Un des verrous scientifiques propres à la technologie des MIMU est de pallier ce manque d'information de position avec des techniques alternatives telles que l'utilisation de règle de régression standard (chaîne MIMU

1) ou bien, par exemple, l'utilisation d'informations provenant du MIMU positionné sur la scapula (chaîne MIMU 2).

4.3.3 Utilité du MIMU positionné sur la scapula

Ainsi, au-delà de la caractérisation globale des erreurs de positionnement, l'objectif secondaire de ce travail était d'investiguer l'apport du MIMU positionné sur le segment de la scapula dans l'estimation du point SJC et in fine de la main (chaîne MIMU 2). Encore une fois, une telle modélisation se heurte à la difficulté de définir une représentation physiologiquement réaliste en l'absence d'informations de positions 3D. Ainsi, une première approche très simplifiée a été proposée dans ce travail en définissant un chaînon « épaule » articulé à la moitié de la distance entre CJC et SJC. Ce chaînon est mobile par rapport au thorax puisque « piloté » par le mouvement de la scapula mesuré par un MIMU. L'hypothèse sous-jacente à cette approche considère que l'utilisation du mouvement du MIMU sur la scapula entraîne une meilleure estimation du centre articulaire de l'épaule voire du point distal de la main, notamment lors de mouvements d'élévation du bras, le mouvement de la scapula (majoritairement de sonnette) devant contribuer à élever le point SJC.

Les résultats de ce travail n'ont pas permis de valider cette hypothèse. De façon générale, les résultats des deux chaînes MIMU (avec et sans l'utilisation du MIMU « scapula ») sont peu probants et très similaires, tant au niveau de l'estimation du point SJC que de la position de la main. Ces résultats peuvent à la fois s'expliquer par la définition d'une chaîne segmentaire très simplifiée, possiblement dû à la faible représentativité physiologique du chaînon « épaule », et par la présence d'importants artéfacts de tissus mous sur cette zone anatomique de la scapula, toute technologie non-invasive confondue [142]. Concernant la recherche d'une meilleure représentativité physiologique du chaînon mobile « épaule », rien ne peut laisser présumer qu'une articulation placée à un autre point de la chaîne entraînerait de meilleurs résultats. Concernant la sensibilité aux artéfacts de tissus mous, les récents travaux de Van den Noort et al. [122] mettent en avant le manque de fiabilité de l'utilisation d'un MIMU positionné sur la scapula et suggèrent notamment l'utilisation d'un système additionnel (« scapula locator ») pour limiter cette erreur.

L'étude menée dans ce travail de thèse ne permet pas de statuer sur l'utilité/inutilité du MIMU positionné sur la scapula. Celle-ci confirme, au travers d'une évaluation focalisée sur l'estimation de positions, la difficulté liée à l'utilisation d'un MIMU positionné sur la scapula et met en avant la nécessité d'approfondir de tels travaux. L'utilisation unique du mouvement de sonnette (rotation latéro-médiale de la scapula) mesuré par le MIMU en lieu et place des mouvements dans les trois plans de l'espace représente une possibilité de poursuite d'étude. L'utilisation de coefficients correcteurs, basée sur la réalisation d'un mouvement dit « de calibration » d'élévation du bras à amplitude maximale, pourrait en représenter une autre.

4.3.4 Perspectives de travail

4.3.4.1 Perspective de caractérisation

Une possibilité de poursuite des travaux, propre à la caractérisation de la chaîne segmentaire MIMU, est la recherche du « respect de la trajectoire ». Par exemple, dans le cas du mouvement roue utilisé dans ce travail, une trajectoire circulaire de la main est attendue. Le respect de cette trajectoire circulaire par les deux chaînes MIMU pourrait alors être investigué (figure 56).

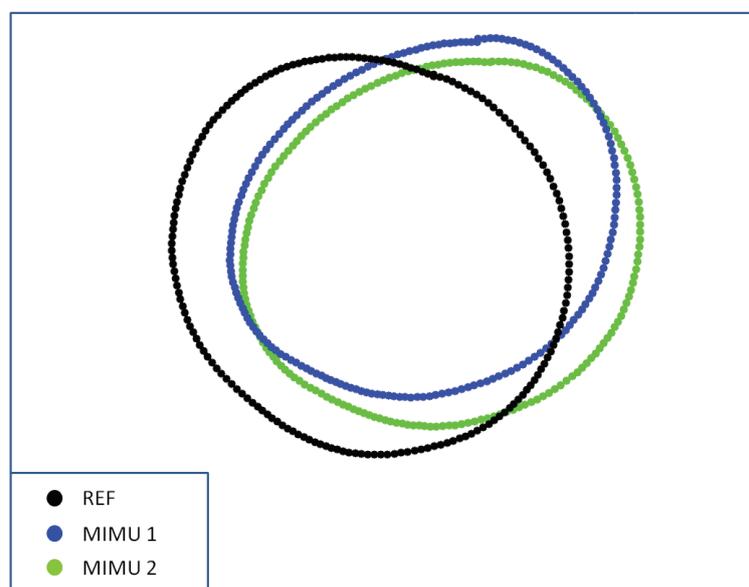


Figure 56 : illustration des différentes trajectoires obtenues lors d'un cycle de mouvement de roue, vue de haut

D'autres questions de recherche peuvent également être envisagées comme l'inclusion de l'orientation du segment du thorax dans la validation des chaînes segmentaires MIMU. Pour cela, des techniques d'alignement spatial des deux repères globaux des systèmes MIMU et REF peuvent être utilisées [182], en lieu et place de l'alignement des deux thorax fait dans ce travail.

4.3.4.2 Amélioration de la chaîne cinématique

Comme précédemment énoncé, des chaînes cinématiques/segmentaires relativement simplifiées ont été étudiées dans ce travail. Aucun degré de liberté n'a par exemple été bloqué ni aucune technique d'optimisation n'a été utilisée dans ce travail. Les travaux de

Pepolloni et al. [179], bien qu'utilisant une chaîne cinématique à 7 DDLs pour représenter le membre supérieur (1 DDL à l'articulation sterno-claviculaire, 3 DDL à l'articulation « huméro-claviculaire », 2 DDL au coude et 1 DDL au poignet), mentionnent une erreur de positionnement de l'ordre de 10 cm pour l'avant-bras, soit sensiblement du même ordre de grandeur que l'erreur exposée dans ce travail.

Une autre possibilité d'étude concerne l'utilisation de phases de calibration complémentaires. Concernant la détermination des orientations segmentaires, seule la calibration MIMU-S2S STATIC_1 a été utilisée dans ce travail. Ce choix s'explique par le fait que la règle de régression utilisée pour déterminer l'axe CJC-SJC se base sur cette posture de référence (membres supérieurs le long du corps). L'utilisation de calibrations fonctionnelles, notamment elbPS et shoE qui permettent de générer les axes longitudinaux de l'avant-bras et du bras, représente une possibilité d'étude complémentaire.

Au-delà des calibrations MIMU-S2S, l'utilisation de phase de calibration dédiée à l'amélioration de la précision de la chaîne cinématique représente certainement une piste d'exploration à privilégier afin de réduire l'erreur de positionnement de la main. A titre d'exemple, une calibration innovante proposée dans la littérature [160], consiste à demander au sujet d'effectuer des mouvements en maintenant ses deux mains jointes : l'estimation des positions des deux chaînes cinématiques (membres supérieurs droit et gauche) est alors corrigée par optimisation, afin de respecter au mieux cette contrainte de « chaîne fermée ».

Concernant une meilleure estimation du centre articulaire de l'épaule, celle-ci passe, de toute évidence, par la définition des deux segments de la clavicule et de la scapula. Encore une fois, la construction des articulations correspondantes (sterno-claviculaire et acromio-claviculaire) en l'absence de positions de points anatomiques demeure une difficulté certaine. Le suivi du mouvement de la scapula via un MIMU comporte d'importantes limites, comme mentionné précédemment. Quant au suivi de la clavicule via un MIMU, cette possibilité n'apparaît pour le moment pas envisageable au vu de la taille des MIMU actuels (en particulier ceux utilisés dans cette thèse). L'introduction de lois de coordination entre les mouvements de l'humérus, de la scapula et de la clavicule, d'ores et déjà proposée dans la littérature [144]–[146] représente une alternative intéressante. La mise en œuvre de cette approche a été envisagée dans ce travail de thèse mais n'a pas été menée jusqu'à son terme, une solution pour la construction de la chaîne cinématique (sans information de position 3D) restant à trouver.

Enfin, l'utilisation de techniques d'optimisation multi-segmentaire, telle que proposée par Koning et al. [60] représente une dernière piste d'amélioration de la chaîne cinématique complète. Ceci étant, dans ce cas précis, vient également s'ajouter la difficulté de la définition des positions des différents MIMU par rapport aux chaînons segmentaires.

4.4 Conclusion

Ce travail a permis de caractériser l'erreur de positionnement de la main lorsqu'une chaîne segmentaire Thorax – Main est associée à la technologie des MIMU. La caractérisation a été effectuée lors de conditions statiques et dynamiques (à forte amplitude de mouvement) sur une population de 10 sujets ayant chacun réalisé 5 sessions expérimentales. Ce travail a montré que cette erreur se situe, en moyenne, entre 7 et 15 cm. Cette erreur, bien que non négligeable, est du même ordre de grandeur que la littérature et permet notamment un rendu visuel réaliste. En effet, il doit être rappelé que l'objectif affiché par ce travail est de proposer une visualisation 3D réaliste du mouvement du membre supérieur afin de compléter les informations d'angles articulaires, notamment au niveau de l'épaule où la lecture/compréhension du mouvement est souvent compliquée. Ceci étant, toute future analyse basée sur ces informations de positions segmentaires, autrement dit toute analyse quantitative, devra être faite au regard de cette approximation de 7 – 15 cm, qui plus est lors de postures/mouvements à forte élévation du bras.

Concernant l'utilisation du MIMU positionné sur la scapula, ce travail ne permet pas de statuer sur son utilité/inutilité. Il confirme la difficulté liée à l'utilisation d'un MIMU positionné sur ce segment et met en avant la nécessité d'approfondir de tels travaux.

Si une plus grande précision de la chaîne cinématique est recherchée, l'utilisation d'une chaîne cinématique plus développée notamment au niveau de l'épaule apparaît incontournable. Différentes propositions existent d'ores et déjà au sein de la littérature et doivent maintenant être investiguées et validées pour la technologie des MIMU.

L'annexe 17 présente l'interface graphique, développée dans le cadre de cette thèse (stage de 2^{ème} année de DUT), qui permet la visualisation et le post-traitement des données cinématiques (angles articulaires et positions segmentaires) provenant des MIMUs.

**CONCLUSION GENERALE
&
PERSPECTIVES**

CONCLUSION GENERALE & PERSPECTIVES

Ce travail de thèse s'est centré sur l'estimation des angles articulaires (poignet, coude, épaule) et des positions segmentaires du membre supérieur à partir de capteurs inertiels (MIMUs). Au regard de la revue de la littérature réalisée (Chapitre 1), deux questions de recherche propres à cette thématique ont été identifiées, à savoir la question du choix de calibration MIMU-S2S et la caractérisation de la précision globale des données cinématiques de sortie (angles et positions). Pour rappel, l'étape de calibration MIMU-S2S consiste à établir la relation entre les axes techniques des capteurs inertiels et les axes segmentaires des segments corporels sur lesquels ils sont attachés. Une approche poussée sur le plan méthodologique a été adoptée dans ce travail (Chapitre 2), ceci dans l'objectif de répondre au manque d'exhaustivité de la littérature scientifique sur ce sujet. Ainsi, le protocole expérimental mis en œuvre a inclus une variabilité humaine étendue (intra/inter sujet et intra/inter expérimentateur), des calibrations MIMU-S2S variées (TECH, STATIC, FUNCT), une gamme de postures et mouvements étendue et ce, pour chacune des articulations du poignet, du coude et de l'épaule. De plus, la comparaison des calibrations MIMU-S2S et la caractérisation globale de la précision des angles articulaires ont été faites au regard de critères d'évaluation complémentaires, à savoir la justesse (proche de la référence), la fidélité (reproductibilité) et l'interprétabilité des données angulaires finales (Chapitre 3). L'estimation des positions segmentaires, et plus précisément la caractérisation de l'erreur de position de la main, a été associée à l'objectif de compréhension/interprétation des mouvements du membre supérieur (Chapitre 4). De même, afin de faciliter le traitement de données issues des capteurs inertiels et l'utilisation de la modélisation cinématique du membre supérieur associée, une interface graphique est proposée. Elle permet également une analyse rapide de la qualité des données enregistrées en situation réelle de travail.

Contributions scientifiques

Les contributions scientifiques de cette thèse peuvent être déclinées à la fois au niveau de la modélisation cinématique du membre supérieur associée aux MIMUs et au niveau de la caractérisation/validation même des données cinématiques de sortie (angles articulaires et positions segmentaires).

Concernant la modélisation cinématique, ce travail s'est particulièrement centré sur l'étape de calibration MIMU-S2S (« sensor-to-segment ») (Chapitre 3). Il contribue à l'avancée des connaissances scientifiques propres à cette phase de modélisation et représente une base solide sur laquelle des recommandations générales peuvent s'appuyer. Au regard des résultats de ce travail, l'utilisation d'une calibration statique (STATIC_2 de préférence) associée à une calibration fonctionnelle de flexion/extension du coude peut être recommandée afin de générer la totalité des angles articulaires du membre supérieur.

L'apport des calibrations fonctionnelles propres à l'articulation du poignet ou de l'épaule ne s'est pas révélé profitable dans ce travail. Une solution générique ne peut toutefois pas prétendre répondre à la totalité des cas d'étude possibles, les choix de calibration et de modélisation étant à ajuster en fonction des objectifs de l'étude. De façon générale, indépendamment du type de calibration MIMU-S2S choisi, un niveau de rigueur élevé doit être accordé à cette étape. Trois pré-sessions de calibration réalisées sur des sujets différents, en sensibilisant notamment les expérimentateurs aux phénomènes d'artefacts de tissus mous, peuvent être recommandées.

Ce travail de thèse a également associé à la technologie des MIMUs une représentation segmentaire non-orthonormale (i.e. deux repères segmentaires distal et proximal par segment corporel), représentation segmentaire originale dans le champ de l'analyse du mouvement en général. Dans le cas de plusieurs calibrations fonctionnelles utilisées pour la même articulation (exemple : elbFE + elbPS), l'utilisation d'une telle représentation, du fait qu'elle s'affranchit de la nécessité de considérer des axes orthogonaux, se justifie pleinement.

La seconde contribution de ce travail de thèse est propre à la caractérisation des données cinématiques (angles articulaires et positions segmentaires). L'approche adoptée dans ce travail de thèse s'écarte des méthodologies classiquement mises en œuvre au sein de la littérature, en considérant à la fois la justesse (proche d'une référence), la fidélité (reproductibilité) et l'interprétation finale des données angulaires comme critères d'évaluation du système. De façon générale, ce travail propose certaines valeurs clefs sur laquelle la communauté scientifique peut s'appuyer (ou se confronter). Une reproductibilité des angles articulaires du membre supérieur de l'ordre de 5-10° a été mise en avant (Chapitre 3). Concernant l'estimation de la position de la main, une erreur de positionnement de l'ordre de 7 – 15 cm a été répertoriée (Chapitre 4). La prise en compte d'un capteur inertiel positionné sur la scapula a été testée mais n'a pas permis d'améliorer ce niveau d'erreur, qui reste tout à fait comparable à ce qui est rapporté dans la littérature.

Ce travail s'est voulu résolument (1) exhaustif et (2) simplifié sur le plan de la modélisation cinématique afin de mettre en œuvre d'un point de vue très pratique l'utilisation de MIMUs pour l'analyse des troubles musculo-squelettiques (TMS). Néanmoins, ce travail établit une base de connaissances solide à partir de laquelle des travaux de modélisation plus poussés pourraient être déployés. Certains de ces travaux sont énoncés par la suite comme perspectives.

Enfin, il doit être rappelé que les données utilisées en entrée de la modélisation cinématique de ce travail de thèse correspondent aux données d'orientation 3D des MIMUs, générées à partir d'un algorithme de fusion de données brutes provenant d'accéléromètres, de gyroscopes et de magnétomètres proposé par le constructeur de la technologie. Là encore, des perspectives existent pour s'affranchir de cette approche.

Perspectives de travail

Une première perspective de travail, mentionnée à plusieurs reprises dans ce document, consiste à associer à la technologie des MIMUs une modélisation cinématique plus poussée. L'utilisation de contraintes cinématiques (degrés de liberté bloqués), peut, par exemple, s'avérer bénéfique, dans un objectif à la fois de suppression des effets « cross-talk » et d'amélioration de la précision des positions segmentaires.

Ce travail de thèse pointe également la nécessité de poursuivre les travaux de recherche concernant l'utilisation d'un capteur inertiel positionné sur le segment de la scapula. La difficulté de mesure de ce segment corporel n'est pas propre à la technologie des capteurs inertiels. Ceci étant, la quasi-absence de littérature sur ce sujet justifie une poursuite, voire une intensification, des travaux le concernant. Une mesure fidèle de la scapula via des MIMUs pourrait entraîner des retombées scientifiques positives, tant au niveau de l'amélioration du positionnement du centre articulaire de l'épaule que d'une représentation fidèle du rythme scapulo-huméral. Cette dernière peut, par ailleurs, représenter un intérêt d'étude propre au champ de la prévention au travail, en contribuant à la compréhension de la survenue de TMS de l'épaule.

De façon générale, la technologie des capteurs inertiels n'a pas atteint sa pleine maturité d'utilisation dans le champ de l'analyse du mouvement. La communauté scientifique se penche actuellement sur d'éventuelles recommandations internationales propres à l'analyse du mouvement via la technologie des MIMUs. Le congrès de l'ISG (« International Shoulder Group ») prévu en 2016, devrait notamment y consacrer une partie de ses recherches, sous l'impulsion du chercheur Andrea Giovanni Cutti. Les questions de la calibration MIMU-S2S et de la représentation (orthonormale ou non-orthonormale) devraient y être abordées.

En dehors de toute perspective de modélisation cinématique, et dans une optique d'évaluation des risques de TMS en milieu professionnel, la caractérisation du système en milieu perturbé magnétiquement apparaît comme une suite d'étude logique à ce travail de thèse. En effet, l'utilisation d'un tel système ambulatoire en conditions réelles de travail peut être limitée au regard de la sensibilité du système aux perturbations magnétiques environnantes (poutre métallique, moteur, exosquelette, ...). Peu de travaux se sont emparés de cette question de recherche (Chapitre 1 + Annexe 18) alors même que l'immunisation des MIMUs contre les perturbations magnétiques environnantes demeure un verrou scientifique majeur associé à cette technologie. Une caractérisation en présence d'objets ferromagnétiques a été envisagée dans ce travail de thèse mais n'a pas été élaborée, au vu de la complexité de compréhension des phénomènes électromagnétiques et de la nécessité de mettre en œuvre un protocole expérimental spécifiquement dédié à cette question de recherche. A titre d'exemple, une étude s'intéressant à l'éventuelle corrélation existant entre les données brutes du magnétomètre (symptomatiques des perturbations magnétiques subies) et la précision des données angulaires résultantes représente une première étape de caractérisation de ces phénomènes (Annexe 18).

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [1] F. Bonnel, *Appareil locomoteur : abrégé d'anatomie fonctionnelle et biomécanique*, Sauramps M. 2003.
- [2] G. Versier, "Biomécanique de la main," 2010. .
- [3] "<http://crescentok.com/staff/jaskew/isr/anatomy/anatomy1/biograms/anat018.jpg>." [Online]. Available: Source : <http://crescentok.com/staff/jaskew/isr/anatomy/anatomy1/biograms/anat018.jpg>.
- [4] T. R. Gest and J. Schlesinger, *MedCharts Anatomy*. New York: ILOC, Inc., 1995.
- [5] A. G. Cutti and H. E. J. D. Veeger, "Shoulder biomechanics: today's consensus and tomorrow's perspectives.," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, no. 5, pp. 463–6, May 2009.
- [6] H. E. J. Veeger and F. C. T. van der Helm, "Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 10, pp. 2119–2129, 2007.
- [7] I. A. Kapandji, *Physiologie articulaire - Tome 1 : Membre supérieur - 5ème édition*, Maloine. 1994.
- [8] N. D. Barnett, R. D. Duncan, and G. R. Johnson, "The measurement of three dimensional scapulohumeral kinematics--a study of reliability.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 14, no. 4, pp. 287–90, May 1999.
- [9] I. Parel, A. G. Cutti, G. Fiumana, G. Porcellini, G. Verni, and A. P. Accardo, "Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: Intra- and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors," *Gait Posture*, vol. 35, no. 4, pp. 636–640, 2012.
- [10] a. G. Cutti, I. Parel, M. Raggi, E. Petracci, a. Pellegrini, a. P. Accardo, R. Sacchetti, and G. Porcellini, "Prediction bands and intervals for the scapulo-humeral coordination based on the Bootstrap and two Gaussian methods," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 5, pp. 1035–1044, 2014.
- [11] A. Savescu, L. Cheze, X. Wang, G. Beurier, and J. Verriest, "A 25 Degrees of Freedom Hand Geometrical Model for Better Hand Attitude Simulation," *Biomechanics*, 2004.
- [12] M. Aptel, F. Cail, and A. Aublet-Cuvelier, *Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMS-MS) - Guide pour les préventeurs*, ED 957. INRS, 2011.
- [13] Y. Roquelaure, C. Ha, M. C. Pelier-Cady, G. Nicolas, A. Descatha, A. Leclerc, G. Raimbeau, M. Goldberg, and E. Imbernon, "Work increases the incidence of carpal tunnel syndrome in the general population," *Muscle and Nerve*, vol. 37, no. 4, pp. 477–482, 2008.
- [14] R. M. Van Rijn, B. M. Huisstede, B. W. Koes, and A. Burdorf, "Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder - A systematic review of the literature," *Scand. J. Work. Environ. Heal.*, vol. 36, no. 3, pp. 189–201, 2010.
- [15] INRS, "Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur," 2005.
- [16] "NF ISO 11226 / Ergonomie - Evaluation des postures de travail statiques." AFNOR, 2000.
- [17] "NF EN 1005-4 / Sécurité des machines - Performance physique humaine - Partie 4 Evaluation des postures et mouvements lors du travail en relation avec les machines."

AFNOR, 2005.

- [18] “NF ISO 11228-3 / Ergonomie – Manutention manuelle, Partie 3 manipulation de charges faibles à fréquence de répétition élevée.” AFNOR, 2007.
- [19] A. Aublet-Cuvelier, F. Cail, A. Savescu, B. Bouvier, Y. Roquelaure, and A. Descatha, “Contraintes professionnelles et TMS de la main : analyse des facteurs de risque biomécaniques,” in *Montpellier Congress*, 2012.
- [20] G. C. David, “Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders.,” *Occup. Med. (Lond).*, vol. 55, no. 3, pp. 190–199, 2005.
- [21] G. Å. Hansson, I. Balogh, J. Unge Byström, K. Ohlsson, C. Nordander, P. Asterland, S. Sjölander, L. Rylander, J. Winkel, and S. Skerfving, “Questionnaire versus direct technical measurements in assessing postures and movements of the head, upper back, arms and hands,” *Scand. J. Work. Environ. Heal.*, vol. 27, no. 1, pp. 30–40, 2001.
- [22] G. Å. Hansson, I. Arvidsson, K. Ohlsson, C. Nordander, S. E. Mathiassen, S. Skerfving, and I. Balogh, “Precision of measurements of physical workload during standardised manual handling. Part II: Incliniometry of head, upper back, neck and upper arms,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 16, no. 2, pp. 125–136, 2006.
- [23] S. W. Svendsen, J. Gelineck, S. E. Mathiassen, J. P. Bonde, L. H. Frich, K. Stengaard-Pedersen, and N. Egund, “Work above shoulder level and degenerative alterations of the rotator cuff tendons: A magnetic resonance imaging study,” *Arthritis Rheum.*, vol. 50, no. 10, pp. 3314–3322, 2004.
- [24] J. a Jackson, S. Erik, J. Wahlstr, and M. Forsman, “Is what you see what you get ? Standard inclinometry of set upper arm elevation angles,” vol. 47, pp. 242–252, 2015.
- [25] A. Delisle, J. Marchand, J. Choquet, A. Plamondon, D. Gagnon, C. Larivière, J. Rouat, and F. Michaud, “Predicting the lumbar moment from trunk kinematics and electromyography: multiple linear regression or artificial neural network,” *Congrès ISB, Brussels*, 2011.
- [26] R. Ellegast, I. Hermanns, and C. Schiefer, “Workload assessment in Field Using the Ambulatory CUELA System,” *Digit. Hum. Model.*, vol. 5620, pp. 221–226, 2009.
- [27] A. Plamondon, A. Delisle, C. Larue, D. Brouillette, D. McFadden, P. Desjardins, and C. Lariviere, “Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion,” *Appl Erg.*, vol. 38, no. 6, pp. 697–712, 2007.
- [28] H. Zhou and H. Hu, “Human motion tracking for rehabilitation-A survey,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 3, pp. 1–18, 2008.
- [29] E. Papaleo and L. Zollo, “An inverse kinematics algorithm for upper-limb joint reconstruction during robot-aided motor therapy,” ... (*BioRob*), 2012 4th ..., 2012.
- [30] A. Cappozzo, F. Catani, U. D. Croce, and A. Leardini, “Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination,” *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 10, no. 4, pp. 171–178, 1995.
- [31] C. W. Spoor and F. E. Veldpaus, “Rigid body motion calculated from spatial coordinates of markers,” *J Biomech*, vol. 13, no. 4, pp. 391–393, 1980.
- [32] J. Favre, B. M. Jolles, R. Aissaoui, and K. Aminian, “Ambulatory measurement of 3D knee joint angle,” *J Biomech*, vol. 41, no. 5, pp. 1029–1035, 2008.

- [33] A. G. Cutti, A. Giovanardi, L. Rocchi, A. Davalli, and R. Sacchetti, "Ambulatory measurement of shoulder and elbow kinematics through inertial and magnetic sensors," *Med Biol Eng Comput*, vol. 46, no. 2, pp. 169–178, 2008.
- [34] 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.
- [35] H. Zhou, H. Hu, and Y. Tao, "Inertial measurements of upper limb motion," *Med Biol Eng Comput*, vol. 44, no. 6, pp. 479–487, 2006.
- [36] W. A. Latko, T. J. Armstrong, J. A. Foulke, G. D. Herrin, R. A. Rabourn, and S. S. Ulin, "Development and Evaluation of an Observational Method for Assessing Repetition in Hand Tasks," *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, vol. 58, no. 4, pp. 278–285, Apr. 1997.
- [37] J. J. Wang and S. Singh, "Video analysis of human dynamics - A survey," *Real-Time Imaging*, vol. 9, no. 5, pp. 321–346, 2003.
- [38] R. Poppe, "Vision-based human motion analysis: An overview," *Comput. Vis. Image Underst.*, vol. 108, no. 1–2, pp. 4–18, 2007.
- [39] J. A. Diego-Mas and J. Alcaide-Marzal, "Using Kinect sensor in observational methods for assessing postures at work," *Appl. Ergon.*, 2013.
- [40] G. Kurillo, A. Chen, R. Bajcsy, and J. J. Han, "Evaluation of upper extremity reachable workspace using Kinect camera," *Technol. Heal. Care*, vol. 21, no. 6, pp. 641–656, 2013.
- [41] P. Plantard, E. Auvinet, A.-S. Pierres, and F. Multon, "Pose Estimation with a Kinect for Ergonomic Studies: Evaluation of the Accuracy Using a Virtual Mannequin," *Sensors*, vol. 15, no. 1, pp. 1785–1803, 2015.
- [42] L. V. Calderita, J. P. Bandera, P. Bustos, and A. Skiadopoulos, "Model-based reinforcement of Kinect depth data for human motion capture applications," *Sensors (Basel)*, vol. 13, no. 7, pp. 8835–8855, 2013.
- [43] H. Ojima, S. Miyake, M. Kumashiro, H. Togami, and K. Suzuki, "Dynamic analysis of wrist circumduction: a new application of the biaxial flexible electrogoniometer.," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 6, no. 4, pp. 221–9, Nov. 1991.
- [44] M. L. Rawes, J. B. Richardson, and J. J. Dias, "A new technique for the assessment of wrist movement using a biaxial flexible electrogoniometer.," *J. Hand Surg. Br.*, vol. 21, no. 5, pp. 600–3, Oct. 1996.
- [45] G. A. Hansson, I. Balogh, K. Ohlsson, L. Rylander, and S. Skerfving, "Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work," *J Electromyogr Kinesiol*, vol. 6, no. 1, pp. 23–35, 1996.
- [46] H. J. Luinge, P. H. Veltink, and C. T. Baten, "Ambulatory measurement of arm orientation," *J Biomech*, vol. 40, no. 1, pp. 78–85, 2007.
- [47] G. a Hansson, I. Balogh, K. Ohlsson, L. Rylander, and S. Skerfving, "Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work.," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 6, no. 1, pp. 23–35, Mar. 1996.
- [48] N. B. Fethke, F. Gerr, D. Anton, J. E. Cavanaugh, and M. T. Quickel, "Variability in muscle activity and wrist motion measurements among workers performing non-

- cyclic work," *J Occup Env. Hyg*, vol. 9, no. 1, pp. 25–35, 2012.
- [49] A. Ferrari, A. G. Cutti, P. Garofalo, M. Raggi, M. Heijboer, A. Cappello, and A. Davalli, "First in vivo assessment of 'Outwalk': a novel protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors," *Med Biol Eng Comput*, vol. 48, no. 1, pp. 1–15, 2010.
- [50] Xsens, "MTw leaflet," 2014. [Online]. Available: <https://www.xsens.com/wp-content/uploads/2013/11/mtw-leaflet.pdf>.
- [51] APDM, "Presentation of Opal sensors," 2015. [Online]. Available: <http://www.apdm.com/wearable-sensors/>.
- [52] E. Bernmark, "A triaxial accelerometer for measuring upper arm movements," vol. 33, pp. 541–547, 2002.
- [53] K. J. O'Donovan, R. Kamnik, D. T. O'Keeffe, and G. M. Lyons, "An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement," *J. Biomech.*, vol. 40, pp. 2604–2611, 2007.
- [54] H. J. Luinge and P. H. Veltink, "Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers.," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 43, no. 2, pp. 273–82, Mar. 2005.
- [55] D. Roetenberg, H. J. Luinge, C. T. Baten, and P. H. Veltink, "Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation," *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 13, no. 3, pp. 395–405, 2005.
- [56] C. Schiefer, R. P. Ellegast, I. Hermanns, T. Kraus, E. Ochsmann, C. Larue, and A. Plamondon, "Optimization of Inertial Sensor-Based Motion Capturing for Magnetically Distorted Field Applications," *J. Biomech. Eng.*, vol. 136, no. 12, p. 121008, 2014.
- [57] P. Garofalo, "Development of motion analysis protocols based on inertial sensors," 2010.
- [58] B. Coley, B. M. Jolles, A. Farron, A. Bourgeois, F. Nussbaumer, C. Pichonnaz, and K. Aminian, "Outcome evaluation in shoulder surgery using 3D kinematics sensors.," *Gait Posture*, vol. 25, no. 4, pp. 523–32, Apr. 2007.
- [59] P. . Veltink, P. Slycke, J. Hemssems, R. Buschman, G. Bultstra, and H. Hermens, "Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of a two-channel implantable drop-foot stimulator," *Med. Eng. Phys.*, vol. 25, no. 1, pp. 21–28, Jan. 2003.
- [60] B. H. W. Koning, M. M. van der Krogt, C. T. M. Baten, and B. F. J. M. Koopman, "Driving a musculoskeletal model with inertial and magnetic measurement units.," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, no. May 2014, pp. 37–41, 2013.
- [61] E. Bachmann and R. McGhee, "Inertial and magnetic posture tracking for inserting humans into networked virtual environments," ... *ACM Symp. Virtual ...*, 2001.
- [62] D. Roetenberg, C. T. Baten, and P. H. Veltink, "Estimating body segment orientation by applying inertial and magnetic sensing near ferromagnetic materials," *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 15, no. 3, pp. 469–471, 2007.
- [63] W. H. de Vries, H. E. Veeger, A. G. Cutti, C. Baten, and F. C. van der Helm, "Functionally interpretable local coordinate systems for the upper extremity using inertial & magnetic measurement systems," *J Biomech*, vol. 43, no. 10, pp. 1983–1988, 2010.

- [64] D. Galinski and B. Dehez, "Evaluation of initialization procedures for estimating upper limb kinematics with MARG sensors," ... (*BioRob*), 2012 4th IEEE RAS EMBS ..., 2012.
- [65] R. Pérez, Ú. Costa, M. Torrent, J. Solana, E. Opisso, C. Cáceres, J. M. Tormos, J. Medina, and E. J. Gómez, "Upper limb portable motion analysis system based on inertial technology for neurorehabilitation purposes," *Sensors*, vol. 10, no. 12, pp. 10733–10751, 2010.
- [66] Á. Gil-Agudo, A. de los Reyes-Guzmán, I. Dimbwadyo-Terrer, B. Peñasco-Martín, A. Bernal-Sahún, P. López-Monteagudo, A. del Ama-Espinosa, and J. L. Pons, "A novel motion tracking system for evaluation of functional rehabilitation of the upper limbs," *Neural Regen. Res.*, vol. 8, no. 19, pp. 1773–1782, 2013.
- [67] R. E. Kalman, "A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems," *J. Basic Eng.*, vol. 82, no. 1, p. 35, 1960.
- [68] D. Plamondon, A; Delisle, A; Larue, C; Desjardins, P; McFadden, D; Larivière, C; Gagnon, D; Imbeau, "Développement d'un instrument de mesure pour quantifier les postures et les déplacements du tronc en milieu de travail," 2005.
- [69] E. Bachmann, "Inertial and magnetic tracking of limb segment orientation for inserting humans into synthetic environments," 2000.
- [70] M. A. Brodie, A. Walmsley, and W. Page, "The static accuracy and calibration of inertial measurement units for 3D orientation," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 11, no. 6, pp. 641–648, 2008.
- [71] A. Godwin, M. Agnew, and J. Stevenson, "Accuracy of inertial motion sensors in static, quasistatic, and complex dynamic motion," *J Biomech Eng*, vol. 131, no. 11, p. 114501, 2009.
- [72] P. Picerno, A. Cereatti, and A. Cappozzo, "A spot check for assessing static orientation consistency of inertial and magnetic sensing units," *Gait Posture*, vol. 33, no. 3, pp. 373–378, 2011.
- [73] A. Brennan, J. Zhang, K. Deluzio, and Q. Li, "Quantification of inertial sensor-based 3D joint angle measurement accuracy using an instrumented gimbal," *Gait Posture*, vol. 34, no. 3, pp. 320–323, 2011.
- [74] 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, no. 11, pp. 1–12, 2013.
- [75] R. Ellegast and J. Kupfer, "Portable posture and motion measuring system for use in ergonomic field analysis," in *Ergonomic Software Tools in Product and Workplace Design*, E. L. (Ed.), Ed. 2000, pp. 47–54.
- [76] DFKI, "Site internet Projet COGNITO," 2012. [Online]. Available: <http://www.ict-cognito.org/>.
- [77] N. Vignais, M. Miezal, G. Bleser, K. Mura, D. Gorecky, and F. Marin, "Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing.," *Appl. Ergon.*, vol. 44, no. 4, pp. 566–74, Jul. 2013.
- [78] D. Álvarez and J. Alvarez, "Ambulatory human upper limb joint motion monitoring," ... (*I2MTC*), 2012 IEEE ..., 2012.
- [79] K. Aminian and B. Najafi, "Capturing human motion using body-fixed sensors: Outdoor

- measurement and clinical applications," *Comput. Animat. Virtual Worlds*, vol. 15, no. 2, pp. 79–94, 2004.
- [80] G. Strutzenberger, "Kinematic and kinetic analyses of human movement with respect to health, injury prevention and rehabilitation aspects," Fakultät für Geistes- und Sozialwissenschaften, 2011.
- [81] I. W. Charlton, P. Tate, P. Smyth, and L. Roren, "Repeatability of an optimised lower body model," *Gait Posture*, vol. 20, no. 2, pp. 213–221, 2004.
- [82] A. Ferrari, M. G. Benedetti, E. Pavan, C. Frigo, D. Bettinelli, M. Rabuffetti, P. Crenna, and A. Leardini, "Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis," *Gait Posture*, vol. 28, no. 2, pp. 207–216, 2008.
- [83] T. P. Andriacchi and E. J. Alexander, "Studies of human locomotion: past, present and future," *J Biomech*, vol. 33, no. 10, pp. 1217–1224, 2000.
- [84] G. Wu, F. C. van der Helm, H. E. Veeger, M. Makhsous, P. Van Roy, C. Anglin, J. Nagels, A. R. Karduna, K. McQuade, X. Wang, F. W. Werner, and B. Buchholz, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand," *J Biomech*, vol. 38, no. 5, pp. 981–992, 2005.
- [85] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, and I. Stokes, "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics," *J Biomech*, vol. 35, no. 4, pp. 543–548, 2002.
- [86] C. J. van Andel, N. Wolterbeek, C. A. Doorenbosch, D. H. Veeger, and J. Harlaar, "Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks," *Gait Posture*, vol. 27, no. 1, pp. 120–127, 2008.
- [87] J. Aizawa, T. Masuda, T. Koyama, K. Nakamaru, K. Isozaki, A. Okawa, and S. Morita, "Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living," *J Biomech*, vol. 43, no. 15, pp. 2915–2922, 2010.
- [88] G. Desroches, R. Dumas, D. Pradon, P. Vaslin, F. X. Lepoutre, and L. Cheze, "Upper limb joint dynamics during manual wheelchair propulsion," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 25, no. 4, pp. 299–306, 2010.
- [89] E. Jaspers, H. Feys, H. Bruyninckx, A. Cutti, J. Harlaar, G. Molenaers, and K. Desloovere, "The reliability of upper limb kinematics in children with hemiplegic cerebral palsy," *Gait Posture*, vol. 33, no. 4, pp. 568–575, 2011.
- [90] R. Schmidt, C. Disselhorst-Klug, J. Silny, and G. Rau, "A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions," *J Biomech*, vol. 32, no. 6, pp. 615–621, 1999.
- [91] A. Cappello, A. Cappozzo, P. F. La Palombara, L. Lucchetti, and A. Leardini, "Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation," *Hum. Mov. ...*, vol. 16, pp. 259–274, 1997.
- [92] J. Favre, R. Aissaoui, B. M. Jolles, J. a de Guise, and K. Aminian, "Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors.," *J. Biomech.*, vol. 42, no. 14, pp. 2330–5, Oct. 2009.

- [93] A. Kontaxis, A. G. Cutti, G. R. Johnson, and H. E. Veeger, "A framework for the definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 24, no. 3, pp. 246–253, 2009.
- [94] A. Leardini, L. Chiari, U. Della Croce, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation," *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 212–225, 2005.
- [95] R. Dumas and L. Chèze, "3D inverse dynamics in non-orthonormal segment coordinate system.," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 45, no. 3, pp. 315–22, Mar. 2007.
- [96] R. Baker, "Globographic visualisation of three dimensional joint angles.," *J. Biomech.*, vol. 44, no. 10, pp. 1885–91, Jul. 2011.
- [97] E. S. Grood and W. J. Suntay, "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee," *J Biomech Eng*, vol. 105, no. 2, pp. 136–144, 1983.
- [98] G. Wu and P. R. Cavanagh, "ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data," *J Biomech*, vol. 28, no. 10, pp. 1257–1261, 1995.
- [99] R. Baker, "ISB recommendation on definition of joint coordinate systems for the reporting of human joint motion - Part I: Ankle, hip and spine," *Journal of Biomechanics*, vol. 36, no. 2. pp. 300–304, 2003.
- [100] M. Senk and L. Cheze, "Rotation sequence as an important factor in shoulder kinematics," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 21 Suppl 1, pp. S3–8, 2006.
- [101] L. Cheze, R. Dumas, J. J. Comtet, C. Rumelhart, and M. Fayet, "A joint coordinate system proposal for the study of the trapeziometacarpal joint kinematics," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 12, no. 3, pp. 277–282, 2009.
- [102] R. Dumas, L. Cheze, M. Fayet, C. Rumelhart, and J. J. Comtet, "[How to define the joint movements unambiguously: proposal of standardization for the trapezometacarpal joint]," *Chir Main*, vol. 27, no. 5, pp. 195–201, 2008.
- [103] G. K. Cole, B. M. Nigg, J. L. Ronsky, and M. R. Yeadon, "Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal.," *J. Biomech. Eng.*, vol. 115, no. 4A, pp. 344–349, 1993.
- [104] R. Dumas, "Contribution méthodologique à l'analyse cinématique et dynamique tridimensionnelle du mouvement," Université Claude Bernard, Lyon 1, 2010.
- [105] N. Hagemester, M. Senk, R. Dumas, and L. Chèze, "Effect of axis alignment on in vivo shoulder kinematics.," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 14, no. 8, pp. 755–61, Aug. 2011.
- [106] A. Cappozzo, F. Catani, A. Leardini, M. G. Benedetti, and U. D. Croce, "Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts," *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 11, no. 2, pp. 90–100, 1996.
- [107] A. G. Cutti, G. Paolini, M. Troncossi, A. Cappello, and A. Davalli, "Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation," *Gait Posture*, vol. 21, no. 3, pp. 341–349, 2005.
- [108] L. Chiari, U. Della Croce, A. Leardini, and A. Cappozzo, "Human movement analysis using stereophotogrammetry - Part 2: Instrumental errors," *Gait Posture*, vol. 21, no. 2, pp. 197–211, 2005.
- [109] T. W. Lu and J. J. O'Connor, "Bone position estimation from skin marker co-ordinates

- using global optimisation with joint constraints," *J Biomech*, vol. 32, no. 2, pp. 129–134, 1999.
- [110] L. Lucchetti, A. Cappozzo, A. Cappello, and U. Della Croce, "Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics," *J Biomech*, vol. 31, no. 11, pp. 977–984, 1998.
- [111] L. Cheze, B. J. Fregly, and J. Dimnet, "A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data," *J Biomech*, vol. 28, no. 7, pp. 879–884, 1995.
- [112] T. P. Andriacchi, E. J. Alexander, M. K. Toney, C. Dyrby, and J. Sum, "A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics," *J Biomech Eng*, vol. 120, no. 6, pp. 743–749, 1998.
- [113] R. Dumas, V. Camomilla, T. Bonci, L. Cheze, and A. Cappozzo, "A qualitative analysis of soft tissue artefact during running," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 17, no. sup1, pp. 124–125, 2014.
- [114] B. Coley, B. M. Jolles, A. Farron, and K. Aminian, "Arm position during daily activity.," *Gait Posture*, vol. 28, no. 4, pp. 581–7, Nov. 2008.
- [115] H. Zhou, H. Hu, N. D. Harris, and J. Hammerton, "Applications of wearable inertial sensors in estimation of upper limb movements," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 1, no. 1, pp. 22–32, Jan. 2006.
- [116] H. Zhou and H. Hu, "Inertial sensors for motion detection of human upper limbs," *Sens. Rev.*, vol. 27, no. 2, pp. 151–158, 2007.
- [117] H. Zhou and H. Hu, "Reducing Drifts in the Inertial Measurements of Wrist and Elbow Positions," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 59, no. 3, pp. 575–585, Mar. 2010.
- [118] J. C. van den Noort, S. H. Wiertsema, K. M. C. Hekman, C. P. Schönhuth, J. Dekker, and J. Harlaar, "Reliability and precision of 3D wireless measurement of scapular kinematics," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 52, no. 11, pp. 921–931, Nov. 2014.
- [119] S. Brochard, M. Lempereur, and O. Rémy-Néris, "Double calibration: an accurate, reliable and easy-to-use method for 3D scapular motion analysis.," *J. Biomech.*, vol. 44, no. 4, pp. 751–4, Mar. 2011.
- [120] M. Lempereur, S. Brochard, and O. Rémy-Néris, "Difference between palpation and optoelectronics recording of scapular motion," *Comput. Methods Biomech.*, vol. 13, pp. 49–57, 2010.
- [121] M. Lempereur, "Scapulo–thoracic kinematics in children: accuracy and reliability," *Comput. methods ...*, vol. 15, no. S1, pp. 368–370, 2012.
- [122] J. J. C. van den Noort, S. H. Wiertsema, K. M. C. Hekman, C. P. Schönhuth, J. Dekker, and J. Harlaar, "Measurement of scapular dyskinesis using wireless inertial and magnetic sensors: Importance of scapula calibration," *J. Biomech.*, vol. in press.
- [123] D. Roetenberg, "Camera-marker and inertial sensor fusion for improved motion tracking," in *European Society of Movement Analysis for Adults and Children (ESMAC)*, 2005, vol. 22S, pp. 51–52.
- [124] M. C. Bisi, R. Stagni, A. Caroselli, and A. Cappello, "Anatomical calibration for wearable motion capture systems: Video calibrated anatomical system technique," *Med. Eng. Phys.*, vol. 37, no. 8, pp. 813–819, 2015.
- [125] T. Seel, T. Schauer, and J. Raisch, "Joint axis and position estimation from inertial

- measurement data by exploiting kinematic constraints," *2012 IEEE Int. Conf. Control Appl.*, pp. 45–49, Oct. 2012.
- [126] G. S. Faber, C.-C. Chang, P. Rizun, and J. T. Dennerlein, "A novel method for assessing the 3-D orientation accuracy of inertial/magnetic sensors.," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 15, pp. 2745–51, Oct. 2013.
- [127] H. J. Woltring, R. Huiskes, a de Lange, and F. E. Veldpaus, "Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics.," *J. Biomech.*, vol. 18, no. 5, pp. 379–89, Jan. 1985.
- [128] H. J. Woltring and A. De Lange, "Instantaneous helical axis estimation via natural, cross-validated splines," *Biomech. basic ...*, 1987.
- [129] R. M. Ehrig, W. R. Taylor, G. N. Duda, and M. O. Heller, "A survey of formal methods for determining functional joint axes.," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 10, pp. 2150–7, Jan. 2007.
- [130] L. Ricci, D. Formica, and E. Tamilya, "An experimental protocol for the definition of upper limb anatomical frames on children using magneto-inertial sensors," in *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2013.
- [131] L. Ricci, D. Formica, L. Sparaci, F. R. Lasorsa, F. Taffoni, E. Tamilya, and E. Guglielmelli, "A new calibration methodology for thorax and upper limbs motion capture in children using magneto and inertial sensors," *Sensors*, vol. 14, no. 1, pp. 1057–72, Jan. 2014.
- [132] P. De Leva, "Joint center longitudinal positions computed from a selected subset of Chandler's data," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 9, pp. 1231–1233, 1996.
- [133] R. Dumas, L. Chèze, and J.-P. Verriest, "Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters.," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 3, pp. 543–53, Jan. 2007.
- [134] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed. Wiley & Sons, 2009.
- [135] D. Roetenberg, L. Schipper, and P. Garofalo, "Joint angles and segment length estimation using inertial sensors," *Proc. 3dMA, ...*, pp. 3–6, 2010.
- [136] D. Giansanti, V. Macellari, G. Maccioni, and A. Cappozzo, "Is it feasible to reconstruct body segment 3-D position and orientation using accelerometric data?," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 4, pp. 476–483, 2003.
- [137] S. S. H. U. Gamage and J. Lasenby, "New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation," *J. Biomech.*, vol. 35, no. 1, pp. 87–93, 2002.
- [138] R. M. Ehrig, W. R. Taylor, G. N. Duda, and M. O. Heller, "A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 15, pp. 2798–2809, 2006.
- [139] M. Lempereur, F. Leboeuf, S. Brochard, J. Rousset, V. Burdin, and O. Rémy-Néris, "In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: accuracy and repeatability assessment," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 2, pp. 370–4, Jan. 2010.
- [140] R. S. McGinnis and N. C. Perkins, "Inertial sensor based method for identifying spherical joint center of rotation," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 14, pp. 2546–2549, 2013.

- [141] 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 Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 2, pp. 232–243, 2015.
- [142] M. Lempereur, S. Brochard, F. Leboeuf, and O. Rémy-Néris, "Validity and reliability of 3D marker based scapular motion analysis: A systematic review," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 10, pp. 2219–2230, 2014.
- [143] N. Klopčar and J. Lenarčič, "Kinematic model for determination of human arm reachable workspace," *Meccanica*, vol. 40, pp. 203–219, 2005.
- [144] T.-J. Grewal and C. R. Dickerson, "A novel three-dimensional shoulder rhythm definition that includes overhead and axially rotated humeral postures.," *J. Biomech.*, vol. 46, no. 3, pp. 608–11, Feb. 2013.
- [145] X. Xu, J. Lin, and R. W. McGorry, "A regression-based 3-D shoulder rhythm.," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 5, pp. 1206–10, Mar. 2014.
- [146] X. Robert-Lachaine, P. Marion, V. Godbout, J. Bleau, and M. Begon, "Elucidating the scapulo-humeral rhythm calculation: 3D joint contribution method," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 18, no. 3, pp. 249–258, Feb. 2015.
- [147] M. El-Gohary, L. Holmstrom, J. Huisinga, E. King, J. McNames, and F. Horak, "Upper limb joint angle tracking with inertial sensors.," *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 2011, pp. 5629–32, Jan. 2011.
- [148] M. El-Gohary and J. McNames, "Human Joint Angle Estimation with Inertial Sensors and Validation with A Robot Arm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 7, pp. 1759–1767, Jul. 2015.
- [149] S. Kim and M. a Nussbaum, "An evaluation of classification algorithms for manual material handling tasks based on data obtained using wearable technologies.," *Ergonomics*, no. June 2014, pp. 1–12, 2014.
- [150] D. Hamming, J. P. Braman, V. Phadke, R. F. LaPrade, and P. M. Ludewig, "The accuracy of measuring glenohumeral motion with a surface humeral cuff," *J. Biomech.*, vol. 45, no. 7, pp. 1161–8, Apr. 2012.
- [151] A. R. Karduna, P. W. McClure, L. a. Michener, and B. Sennett, "Dynamic Measurements of Three-Dimensional Scapular Kinematics: A Validation Study," *J. Biomech. Eng.*, vol. 123, no. 2, p. 184, 2001.
- [152] P. M. Ludewig, T. M. Cook, and R. K. Shields, "Comparison of Surface Sensor and Bone-Fixed Measurement of Humeral Motion Comparison of Surface Sensor and Bone-Fixed Measurement of Humeral Motion," *J. Appl. Biomech.*, vol. 18, no. 2, pp. 163–170, 2002.
- [153] Y. Chu, J. Akins, M. Lovalekar, S. Tashman, S. Lephart, and T. Sell, "Validation of a video-based motion analysis technique in 3-D dynamic scapular kinematic measurements," *J. Biomech.*, vol. 45, no. 14, pp. 2462–2466, 2012.
- [154] C. Charbonnier, S. Chagué, F. C. Kolo, J. C. K. Chow, and a. Lädermann, "A patient-specific measurement technique to model shoulder joint kinematics," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 100, no. 7, pp. 715–719, 2014.
- [155] M. Stokdijk, M. Biegstraaten, W. Ormel, Y. a de Boer, H. E. Veeger, and P. M. Rosing, "Determining the optimal flexion-extension axis of the elbow in vivo - a study of

- interobserver and intraobserver reliability.," *J. Biomech.*, vol. 33, no. 9, pp. 1139–45, Sep. 2000.
- [156] S. C. Tay, R. van Riet, T. Kazunari, M. F. Koff, K. K. Amrami, K.-N. An, and R. a Berger, "A method for in-vivo kinematic analysis of the forearm," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 1, pp. 56–62, Jan. 2008.
- [157] S. C. Tay, R. van Riet, T. Kazunari, K. K. Amrami, K.-N. An, and R. a Berger, "In-vivo kinematic analysis of forearm rotation using helical axis analysis," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 25, no. 7, pp. 655–9, Aug. 2010.
- [158] L. Zollo, L. Rossini, M. Bravi, and G. Magrone, "Quantitative evaluation of upper-limb motor control in robot-aided rehabilitation," *Med. Biol. ...*, 2011.
- [159] H. Zhou, T. Stone, H. Hu, and N. Harris, "Use of multiple wearable inertial sensors in upper limb motion tracking," *Med Eng Phys*, vol. 30, no. 1, pp. 123–133, 2008.
- [160] D. Roetenberg, H. Luinge, and P. Slycke, "Xsens MVN : Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors," *Hand*, pp. 1–7, 2009.
- [161] R. Dumas, T. Robert, V. Pomeroy, and L. Cheze, "Joint and segment coordinate systems revisited," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 15, no. sup1, pp. 183–185, 2012.
- [162] S. Holm, "A Simple Sequentially Rejective Multiple Test Procedure," *Scand. J. Stat.*, vol. 6, no. 2, pp. 65–70, 1979.
- [163] 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, no. 8, pp. 18813–18833, Jul. 2015.
- [164] A. Ferrari, A. G. Cutti, and A. Cappello, "A new formulation of the coefficient of multiple correlation to assess the similarity of waveforms measured synchronously by different motion analysis protocols," *Gait Posture*, vol. 31, no. 4, pp. 540–542, 2010.
- [165] M. P. Kadaba, H. K. Ramakrishnan, and M. E. Wootten, "Measurement of lower extremity kinematics during level walking," *J Orthop Res*, vol. 8, no. 3, pp. 383–392, 1990.
- [166] P. Garofalo, A. G. Cutti, M. V. Filippi, S. Cavazza, A. Ferrari, A. Cappello, and A. Davalli, "Inter-operator reliability and prediction bands of a novel protocol to measure the coordinated movements of shoulder-girdle and humerus in clinical settings," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, no. 5 SPEC. ISS., pp. 475–486, 2009.
- [167] M. H. Schwartz, J. P. Trost, and R. a Wervey, "Measurement and management of errors in quantitative gait data.," *Gait Posture*, vol. 20, no. 2, pp. 196–203, Oct. 2004.
- [168] A. Vanezis, M. a. Robinson, and N. Darras, "The reliability of the ELEPAP clinical protocol for the 3D kinematic evaluation of upper limb function," *Gait Posture*, vol. 41, no. 2, pp. 431–439, 2015.
- [169] Xsens, "Documentation technique des capteurs MTw," 2014. [Online]. Available: <https://www.xsens.com/wp-content/uploads/2013/11/mtw-leaflet.pdf>.
- [170] M. B. Pohl, C. Lloyd, and R. Ferber, "Can the reliability of three-dimensional running kinematics be improved using functional joint methodology?," *Gait Posture*, vol. 32, no. 4, pp. 559–63, Oct. 2010.
- [171] B. Bouvier, A. Savescu, S. Duprey, and R. Dumas, "Benefits of functional calibration for

- estimating elbow joint angles using magneto-inertial sensors: preliminary results,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, Aug. 2014.
- [172] E. Turpin-Legendre and J. P. Meyer, “Mise au point de batteries de tests pour évaluer les capacités fonctionnelles du membre supérieur d’une population de salariés,” 2000.
- [173] S. Bouisset, *Biomécanique et physiologie du mouvement*, R. MASSON. 2002.
- [174] A. G. Cutti, G. Paolini, M. Troncossi, A. Cappello, and A. Davalli, “Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation,” *Gait Posture*, vol. 21, pp. 341–349, 2005.
- [175] A. G. Cutti, A. Cappello, and A. Davalli, “In vivo validation of a new technique that compensates for soft tissue artefact in the upper-arm: preliminary results,” *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 21 Suppl 1, pp. S13–9, 2006.
- [176] D. Wells, A. Cereatti, V. Camomilla, and C. Donnelly, “A CALIBRATION PROCEDURE FOR MIMU SENSORS ALLOWING FOR THE CALCULATION OF ELBOW ANGLES,” in *33rd International Conference on Biomechanics in Sport, At Poitiers, France, 2015*, no. Figure 1.
- [177] G. Cooper, I. Sheret, L. McMillan, L. McMillian, K. Siliverdis, N. Sha, D. Hodgins, L. Kenney, and D. Howard, “Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation,” *J. Biomech.*, vol. 42, no. 16, pp. 2678–85, Dec. 2009.
- [178] J. Yang, X. Feng, J. Kim, and S. Rajulu, “Review of biomechanical models for human shoulder complex,” *Int. J. Hum. ...*, vol. 1, no. 3, pp. 271–293, 2010.
- [179] L. Peppoloni, A. Filippeschi, E. Ruffaldi, and C. A. Avizzano, “A novel 7 degrees of freedom model for upper limb kinematic reconstruction based on wearable sensors,” *SISY 2013 - IEEE 11th Int. Symp. Intell. Syst. Informatics, Proc.*, pp. 105–110, 2013.
- [180] C. G. M. Meskers, F. C. T. van der Helm, L. A. Rozendaal, and P. M. Rozing, “In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression,” *J. Biomech.*, vol. 31, no. 1, pp. 93–96, Nov. 1997.
- [181] M. P. Reed, M. a Manary, and L. W. Schneider, “Methods for Measuring and Representing Automobile Occupant Posture,” *Transp. Res.*, vol. 108, no. 724, 1999.
- [182] J. Chardonens, J. Favre, and K. Aminian, “An effortless procedure to align the local frame of an inertial measurement unit to the local frame of another motion capture system,” *J. Biomech.*, vol. 45, no. 13, pp. 2297–300, Aug. 2012.
- [183] W. H. de Vries, H. E. Veeger, C. T. Baten, and F. C. van der Helm, “Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors,” *Gait Posture*, vol. 29, no. 4, pp. 535–541, 2009.

ANNEXES

ANNEXES

Annexe 1 : Complément d'anatomie sur les articulations de l'épaule

L'articulation sterno-costo-claviculaire, communément appelée l'articulation sterno-claviculaire, est l'unique élément de jonction articulaire du membre supérieur au squelette axial [1]. Cette articulation autorise des mouvements dans les trois plans de l'espace. Ces mouvements sont communément appelés mouvements d'élévation/ dépression (mouvement de haut en bas, i.e dans le plan frontal), de protraction/rétraction (mouvement avant/arrière, i.e. dans le plan transversal), et de rotation axiale de la clavicule [84].

L'articulation acromio-claviculaire possède également trois degrés de liberté en rotation : élévation/dépression (mouvement de haut en bas, i.e dans le plan frontal), de protraction/rétraction (autour d'un axe « vertical ») et de rotation. Les amplitudes articulaires de cette articulation restent minimales.

L'articulation gléno-humérale (ou scapulo-humérale) est l'articulation principale du complexe de l'épaule, elle contribue à 50% de sa mobilité totale [1]. Elle correspond au mouvement de la tête humérale au niveau d'une cavité glénoïdale appelée la glénoïde (appartenant à la scapula).

L'articulation scapulo-thoracique n'est pas une articulation au sens anatomique du terme notamment car elle n'est pas composée de structures articulaires propres telles que les ligaments, les ménisques, les membranes synoviales etc. Celle-ci correspond plus à une interface, un espace de glissement inter-scapulo-thoracique [1]. Cet espace de glissement peut être sujet à différents dysfonctionnements tels que des frottements voire un décollement de la scapula par rapport au thorax. Ces dysfonctionnements peuvent être responsables de gêne, voire de douleurs, pouvant altérer la mobilité de l'épaule et entraîner des stratégies de compensation au niveau des autres articulations. Cette articulation possède trois degrés de liberté en rotation représentés par des mouvements de rétraction/protraction (~ dans le plan transversal), de rotation médio-latérale (également appelée « sonnette ») (~ dans le plan frontal), et de tilt antéro-postérieur (~ dans le plan sagittal).

Les quatre articulations (sans compter l'articulation sous-deltaïdienne) formant le complexe de l'épaule œuvrent pour un objectif fonctionnel commun : autoriser la plus grande mobilité du bras (et donc in fine de la main) dans l'espace.

Annexe 2 : Relation entre les principaux facteurs de risque biomécaniques et les TMS-MS

Région anatomique Facteur de risque	Force de la relation		
	+++	++	+/o
Cervicale et cervico-brachiale			
Répétitivité		✓	
Effort		✓	
Amplitude articulaire	✓		
Vibration			✓
Épaule			
Répétitivité		✓	
Effort			✓
Amplitude articulaire		✓	
Combinaison*			✓
Coude			
Répétitivité			✓
Effort		✓	
Amplitude articulaire			✓
Combinaison*	✓		
Main/poignet			
Syndrome du canal carpien			
Répétitivité		✓	
Effort		✓	
Amplitude articulaire			✓
Vibration		✓	
Combinaison*	✓		
Tendinite			
Répétitivité		✓	
Effort		✓	
Amplitude articulaire		✓	
Combinaison*	✓		

* Au moins deux facteurs de risques

Fig. 3. Force de la relation entre les principaux facteurs de risque biomécaniques et les TMS-MS (source : United States Department Services, 1997)

Source : INRS, ED 957

Annexe 3 : Complément d'informations concernant l'estimation des positions segmentaires à partir de capteurs inertiels

Bien que s'intéressant aux orientations du segment bras, les travaux de Coley et al. [58], [114] se focalisent sur la détection de « patterns » de mouvement (voire d'activité physique) du membre supérieur et n'utilisent pas de représentation sous forme de chaîne cinématique.

Zhou et al. [117] proposent une estimation du centre articulaire (CA) du poignet par rapport au CA de l'épaule en utilisant les mesures anthropométriques du bras et de l'avant-bras ainsi que les axes techniques des capteurs positionnés sur ces deux segments. Ces travaux font l'hypothèse que l'épaule reste fixe et positionnent les capteurs de telle sorte qu'un axe technique soit colinéaire à la direction du segment.

Vignais et al. [77] représentent le membre supérieur par une chaîne cinématique composée de 5 segments rigides (tronc, clavicule, bras, avant-bras et main) et de 4 complexes articulaires (articulation sterno-claviculaire, épaule, coude et poignet). Concernant le membre supérieur, le complexe articulaire de l'épaule combine ici les articulations acromioclaviculaire et glénohumérale en une seule, et possède 3 DDLs. L'articulation du coude est limitée à 2 DDLs. Les informations de mouvement de ces deux articulations sont mesurées par des MIMU disposés sur les segments tronc, bras et avant-bras auxquels est associée une phase de calibration statique (SAP). A l'inverse, les mouvements articulaires du poignet sont mesurés à l'aide d'un électro-goniomètre et se limitent à 2 DDLs. Enfin, aucune technologie n'est utilisée pour mesurer le mouvement de l'articulation sterno-claviculaire ; celle-ci ne possède qu'un degré de mobilité (en translation) calculé à partir de l'élévation du bras [143]. Toutes les longueurs segmentaires sont déduites d'un modèle anthropométrique utilisant la taille du sujet comme valeur d'entrée [134]. Il est également mentionné que les positions relatives des capteurs par rapport aux segments corporels sont mesurées sur le sujet.

Perez et al. [65] associent à la technologie des MIMUs une chaîne cinématique du membre supérieur composée de 3 articulations (poignet, coude, épaule) et de 6 degrés de liberté. Quatre MIMUs sont utilisés sur les segments haut du dos, bras, avant-bras et main. Les six DDLs sont la flexion/extension, l'abduction/adduction et la rotation interne/externe de l'épaule, la flexion/extension du coude, la pronosupination de l'avant-bras et la flexion/extension du poignet (le DDL d'abduction/adduction du poignet n'est pas calculé).

Annexe 4 : Reproductibilité des axes segmentaires du membre supérieur

En plus des travaux de De Vries et al. [63], d'autres études, utilisant d'autres technologies, se sont intéressées à la répétabilité/reproductibilité de certains axes segmentaires du membre supérieur.

Les travaux de Tay et al. [156], [157] ont étudié la répétabilité de l'axe de pronosupination du coude mesuré par méthode fonctionnelle avec la tomographie axiale. Stokdijk et al. [155] ont quantifié la variabilité intra et inter expérimentateurs liée à l'estimation de l'axe de flexion-extension du coude via le système Flocks of Birds (système électromagnétique). Les travaux de Parel et al. [9] se sont intéressés à l'effet expérimentateur (inter et intra) sur la mesure du rythme scapulo-huméral via des capteurs inertiels (associés au protocole ISEO). Stokdijk et al. [155] et Parel et al. [9] mentionnent tous deux que le nombre réduit d'expérimentateurs (2) représente une limite dans leur étude. Le tableau suivant synthétise ces différentes études.

Synthèse de travaux s'intéressant à la reproductibilité d'axes segmentaires du membre supérieur

Etude	Nb suj/exp	Protocole Par Exp, par Suj	Techno	Axe	Variabilité			
					Intra-Suj	Inter-Suj	Intra-Exp	Inter-Exp
De Vries et al. 2010 [63]	5suj	1x sensor plac. 6x chaque calib (5s ou 5mvmts conséc.)	MIMU	SAP	3+/-2° (SD)	Non Signif.	/	/
				FE Coude	3.8+/-1.2°	Significative		
				PS Coude	1.2+/-0.4°	Non Signif.		
				shoIE	1.6+/-0.8°	Non Signif.		
			wristExt	2.9+/-0.5°	Non Signif.			
Stokdijk et al. 2000 [155]	10suj 2exp 3sess A1-B-A2	1x sensor plac. 5x measur. BLS 5x calib elb_FE (25s)	Flocks of Birds	Flex-Ext Coude	/	/	2.8°, 3.7°, 8.1° (x,y,z ori SD)	2.2 to 15.7° (largeur 99% ICC)
Tay 2010* [157]	5suj	1x measur. CT	CT Scanner	PS coude	0.55° **	6.45° (mean SD)	/	/
Tay et al. 2008* [156]	1suj	1x measur. CT	CT Scanner	PS coude	4.36 +/- 2.12°	/	/	/
Parel et al. 2012 [9]	40suj 2 exp 3sess A1-B-A2	1x sensor plac. 1x static pose 1x 8sho_FE 1x 8sho_AA	MIMU	Scapulo - Humeral Rhythm	/	/	Acceptable (CMC ₂) 4.9 to 8.5° (SDD ₉₅)	Acceptable (CMC ₂) 4.4 to 8.6° (SDD ₉₅)

*4 positions statiques analysées: pro max, sup max, pro 60°, sup 60°

** entre avant-bras droit et gauche

Annexe 5 : Document « Consignes pour les expérimentateurs »

PRESENTATION DU PROTOCOLE EXPERIMENTAL

« ANALYSE DU MOUVEMENT »

Brice Bouvier – Adriana Savescu – Olivier Morel – Laurent Claudon

Labo PMT – Dept HT

CONTEXTE

Cette étude porte sur le développement d'un système ambulateur permettant de disposer d'une représentation réaliste des postures et des mouvements du membre supérieur. Elle est réalisée au sein du laboratoire Physiologie Mouvement Travail (PMT) et fait l'objet d'une thèse en biomécanique en partenariat avec l'Université Lyon 1 et l'IFSTTAR.

Le système ambulateur en question utilise des capteurs sans fil que l'on nomme capteurs inertiels. L'objectif de cette thèse est d'associer à cette technologie un modèle cinématique du membre supérieur. Par cinématique, on entend obtenir en sortie du système les angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule ainsi que la position de la main dans l'espace. Pour obtenir ces informations, il est nécessaire d'établir la relation entre les axes dits « techniques » des capteurs et les axes segmentaires de chacun des segments du membre supérieur. Pour cela, des phases de calibration sont utilisées, phases pendant lesquelles on peut demander au sujet équipé de maintenir une posture spécifique (ex : debout, bras le long du corps) ou bien de réaliser un mouvement fonctionnel donné (ex : flexion du coude).

PRESENTATION GENERALE DE L'EXPERIENCE

Objectifs

Le premier objectif de cette expérience de laboratoire est de comparer différentes techniques de calibration afin de sélectionner la ou les techniques les plus reproductibles. L'étude de la reproductibilité passe par l'analyse de la variabilité entraînée par le sujet (personne équipée) et par l'expérimentateur (personne qui équipe et guide le sujet lors des phases de calibration). Le second objectif consiste à valider les techniques de calibration sélectionnées lors de l'objectif 1, en utilisant notamment une méthode externe dite « de référence ».

Date et lieu de l'expérience

Cette expérience se déroulera sur le site de l'INRS Vandoeuvre-lès-Nancy, Batiment 26, au sein du laboratoire PMT, dans la salle d'acquisition du 1^{er} étage (figure 1). Elle est prévue sur la période allant du **17 Mars au 12 Avril 2014**.

Figure 1



Technologies utilisées

Deux technologies seront utilisées lors de cette expérience : la technologie des capteurs inertiels ainsi qu'un système optoélectronique. Ces deux technologies sont non invasives (capteurs / marqueurs positionnés sur la peau) et ne représentent aucun danger pour la santé des sujets équipés. Les capteurs inertiels sont des capteurs entièrement sans fil qui communiquent en Bluetooth à un boîtier-station. Le système optoélectronique est un système d'acquisition qui utilise des caméras infra-rouges et des marqueurs réflecteurs positionnés sur le corps humain. Ce système sera utilisé comme méthode de référence pour valider les données provenant des capteurs inertiels. Un caméscope et un appareil photo seront également utilisés pour filmer l'expérience et photographier le sujet équipé.

Supervision générale

La supervision générale de l'expérience sera réalisée par XX et XX (« équipe technique »), tous les problèmes d'ordre technique ou touchant au déroulement de l'expérience seront traités par eux.

Session d'expérience

10 sujets et 3 expérimentateurs (A, B et C) seront recrutés pour cette expérience. Pour chaque sujet, 5 sessions d'expérience seront réalisées. Chaque session d'expérience est composée d'une session de calibration du système prise en charge par un expérimentateur attitré et d'une session de test du système prise en charge par l'équipe technique. Parmi les 5 sessions de calibration du système, trois sessions seront encadrées par l'expérimentateur A, une session par l'expérimentateur B et une session par l'expérimentateur C. L'ordre de ces 5 sessions est fixe pour tous les sujets et est établi de la façon suivante : A – B – A – C – A. La figure 2 schématise le plan expérimental pour un sujet.

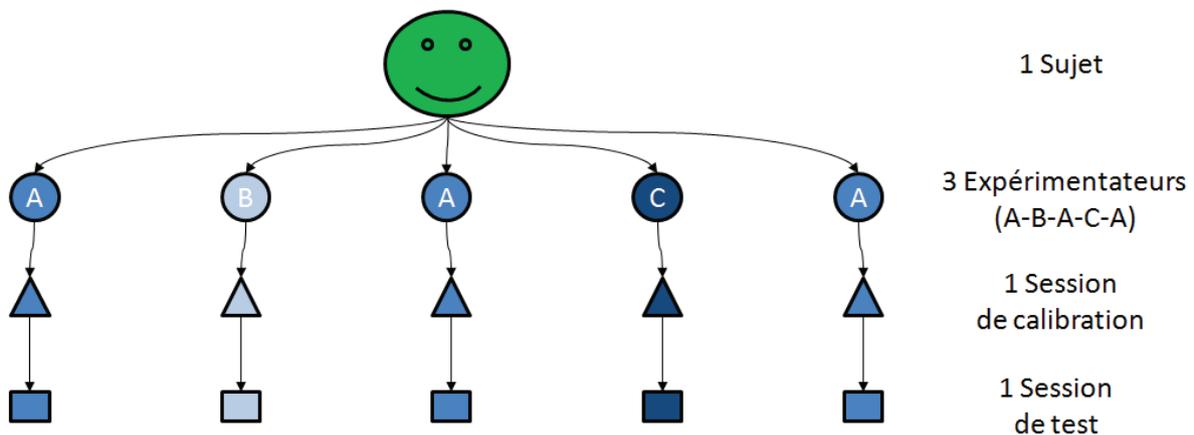


Figure 2 : plan expérimental pour un sujet

Les rôles Expérimentateurs sont attribués de la façon suivante :

- **Expérimentateur A (3 passages/sujet) : BB**
- **Expérimentateur B (1 passage/sujet) : AS**
- **Expérimentateur C (1 passage/sujet) : SL**

CONSIGNES POUR L'EXPERIMENTATEUR

Quel que soit l'ordre de passage et l'identifiant (A, B ou C) de l'expérimentateur, celui-ci aura toujours le même rôle à jouer. Dès son arrivée, il trouvera le sujet torse nu et équipé de marqueurs optoélectroniques (figure 3).

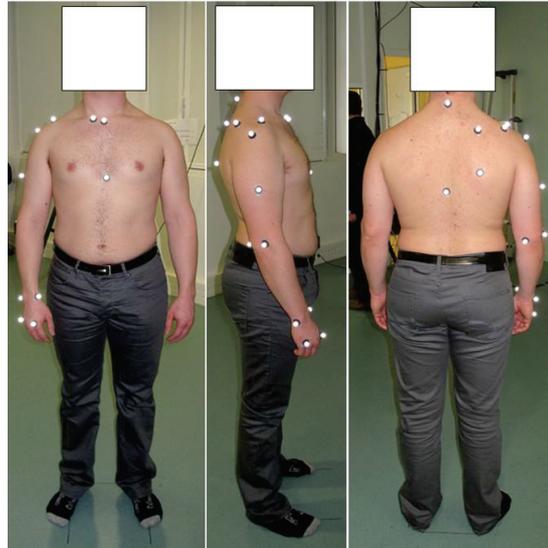


Figure 3 : Sujet avant l'intervention de l'expérimentateur

Le rôle de l'expérimentateur sera alors d'encadrer la session de calibration du système et uniquement cette session. **Il sera alors l'unique interlocuteur du sujet lors de cette session.** Cette session se décompose en 3 étapes principales :

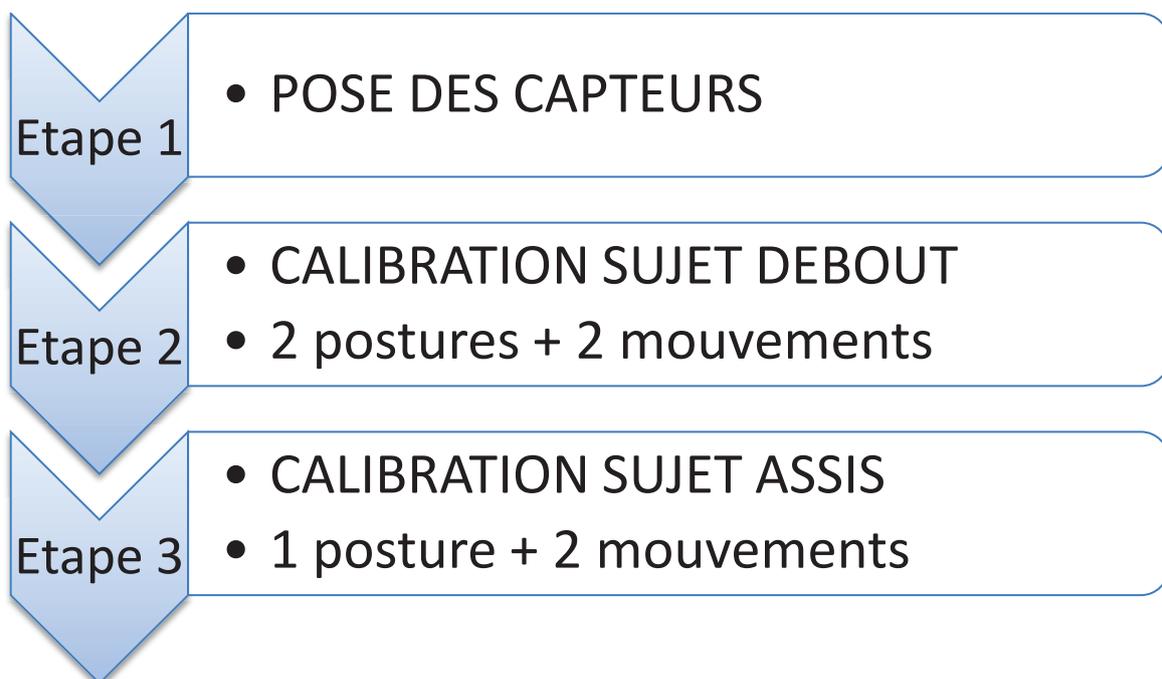


Figure 4 : Décomposition de la session de calibration en 3 étapes

ETAPE 1 : POSE DES CAPTEURS

L'expérimentateur doit positionner un capteur inertiel sur chacun des 5 segments corporels suivants : thorax, omoplate droite, bras droit, avant-bras droit et main droite.

Pour tous les segments corporels, à l'exception de l'omoplate, les capteurs inertiels seront positionnés « à l'endroit » de telle sorte à pouvoir lire les mots « Xsens » ainsi que le nom du segment (ex : « THORAX »), lorsque le sujet se tient debout, membre supérieur le long du corps (cf figure 5).

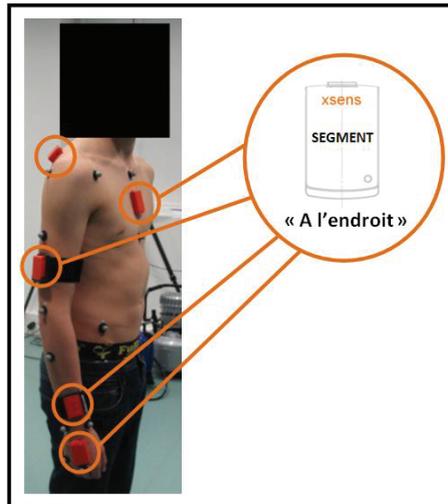


Figure 5 : 5 capteurs inertiels à positionner

Le tableau 1 détaille les règles de positionnement à respecter pour chacun des capteurs ainsi que les modes d'attache associés.

Remarque : l'axe longitudinal de chaque segment est représenté sur les photos par une ligne pointillée

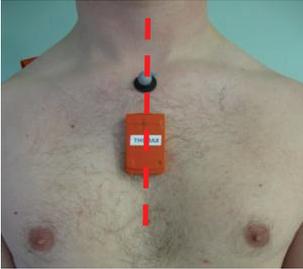
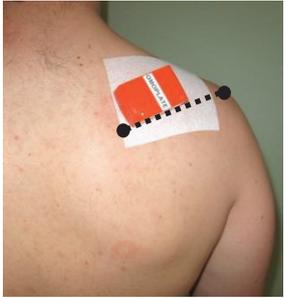
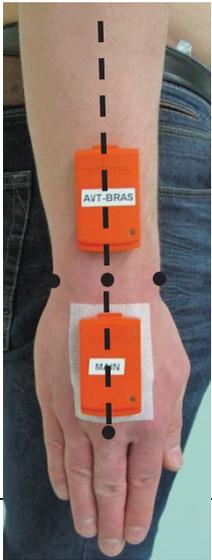
SEGMENT	EMPLACEMENT	ORIENTATION	ATTACHE	PHOTO
Thorax	« Sur la partie plate du sternum »	<ul style="list-style-type: none"> - Centré - « A l'endroit » - « Bien à plat » (« le capteur ne doit pas regarder sur les côtés ») - Aligné avec l'axe longitudinal 	Scotch double face + Bande	
Omoplate Droite	« Au-dessus de l'épine scapulaire, sur la partie gauche »	<ul style="list-style-type: none"> - Le mot « Xsens » proche de l'épaule - Aligné avec l'axe longitudinal 	Scotch double face + Bande	
Bras droit	« Au milieu du bras, sur la partie latérale, voire légèrement en arrière si besoin »	<ul style="list-style-type: none"> - Centré - « A l'endroit » - Aligné avec l'axe longitudinal - « Emplacement qui minimise le mouvement du capteur lors de flexion-extensions maximales du coude » - → Si besoin, placer le capteur légèrement sur l'arrière du bras 	Scotch double face + Bande	
Avant-Bras droit	« Sur le dessus de l'avant-bras, proche du poignet »	<ul style="list-style-type: none"> - Centré - « A l'endroit » - Dans l'alignement de l'axe longitudinal - « Sans gêner l'extension du poignet » 	Scotch double face + Bande	
Main droite	« Sur le dos de la main »	<ul style="list-style-type: none"> - Centré - « A l'endroit » - Aligné avec l'axe Milieu du poignet – Début du majeur - « Sans gêner l'extension du poignet » 	Scotch double face + Bande	

Tableau 1: Placement des capteurs sur les segments corporels

L'expérimentateur doit ensuite poser une bande collante par-dessus chacun des capteurs pour garantir une bonne attache sur les segments corporels (cf photo Bras droit).

Une fois, les cinq capteurs inertiels correctement placés et attachés aux segments corporels, l'expérimentateur peut procéder aux différentes phases de calibration.

CONSIGNES COMMUNES A TOUTES LES CALIBRATIONS

Les différentes calibrations sont à réaliser dans l'ordre chronologique tel que présenté dans ce document.

L'expérimentateur doit faire son maximum pour respecter les consignes dédiées aux différentes calibrations.

L'expérimentateur est libre d'interagir comme il le souhaite avec le sujet. Il est fortement conseillé de mimer les postures et les mouvements fonctionnels ainsi que d'orienter manuellement les segments corporels du sujet dans le cas de maintien de posture.

Lorsqu'il juge que la posture maintenue ou que le mouvement réalisé par le sujet est conforme aux recommandations de calibration, l'expérimentateur rejoint la zone « Expérimentateur » (i.e. zone située à 2 mètres du sujet) et fait signe à l'équipe technique qu'elle peut lancer l'enregistrement des données. L'expérimentateur ne pilote pas directement cette phase d'enregistrement.

Chaque posture sera maintenue 5 secondes. Chaque mouvement fonctionnel correspondra à une série de 5 rotations uniaxiales consécutives. L'expérimentateur ne devra ni chronométrer ni compter le nombre de rotations, l'équipe technique s'en assurera elle-même.

Pendant l'enregistrement des données, l'expérimentateur veille au bon déroulement du maintien de posture ou de la réalisation du mouvement fonctionnel, en se basant sur les critères de validation explicités dans le présent document. Une fois les 5 secondes ou les 5 mouvements uniaxiaux atteints, l'équipe technique stoppe l'enregistrement et en informe immédiatement l'expérimentateur et le sujet.

Si l'expérimentateur juge la calibration conforme, au regard de ces critères, il informe le sujet et l'équipe technique que l'essai est valide ; autrement la calibration devra être ré-exécutée et ce, jusqu'à validité.

ETAPE 2 : CALIBRATION SUJET DEBOUT

Les calibrations « Sujet Debout » sont au nombre de quatre (tableaux 2 et 3) et sont à réaliser dans l'ordre suivant :

- 1) Posture « Soldat »
- 2) Posture « Robot »
- 3) Mouvement de Flexion du Coude
- 4) Mouvement de Rotation de l'Avant-Bras

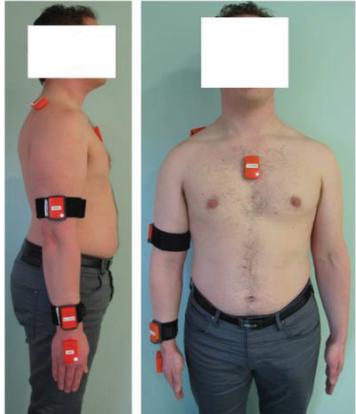
Calibration	Description	Photo
<p>Posture « Soldat »</p>	<p>Debout, appuis normaux, torse droit, regard vers l'avant, Bras et avant-bras le long du corps, Mains dans le prolongement de l'avant-bras, Paumes orientées vers le corps, Doigts tendus orientés vers le bas</p>	
<p>Posture « Robot »</p>	<p>Debout, appuis normaux, torse droit, regard vers l'avant, Membre supérieur gauche laissé ballant, Bras droit le long du corps, Coude droit fléchi à 90°, Avant-bras droit perpendiculaire au bras, Main droite dans le prolongement de l'avant-bras, Doigts tendus orientés vers l'avant</p>	

Tableau 2 : Description des postures debout « Soldat » et « Robot »

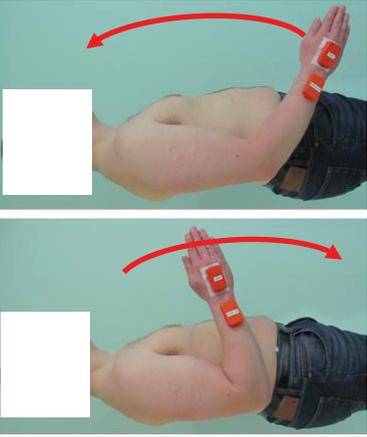
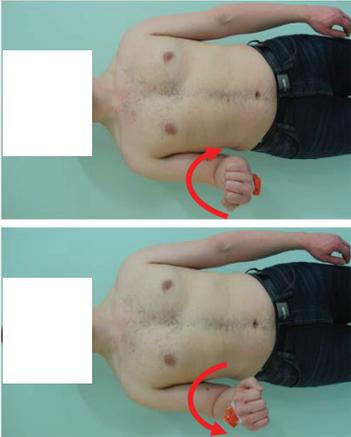
Calibration	Posture de Départ	Description	Photo	Critères de validation
Flexion du Coude	Posture « Robot »	<ul style="list-style-type: none"> - Exécuter un mouvement pur de flexion du coude - Amplitude +/- 30° de part et d'autre de la posture initiale - Vitesse modérée 		<p>Pas de rotation de l'avant-bras/main : poignet verrouillé</p> <ul style="list-style-type: none"> - Mouvement continu et réalisé dans l'alignement du bras - Pas de mouvement du bras - Amplitude respectée - Vitesse modérée
Rotation de l'avant-bras	Posture « Robot » avec le poing droit fermé 	<ul style="list-style-type: none"> - Exécuter un mouvement pur de rotation de l'avant-bras - Amplitude maximale - Vitesse modérée 		<p>Pas de flexion du coude : bloquée à 90°</p> <ul style="list-style-type: none"> - Mouvement continu et réalisé dans l'axe - Pas de mouvement du bras - Amplitude respectée - Vitesse modérée

Tableau 3 : Description des mouvements fonctionnels debout

ETAPE 3 : CALIBRATION SUJET ASSIS

Les calibrations « Sujet Assis » sont au nombre de trois (cf tableaux 4 et 5) et sont réalisées en position assise. L'expérimentateur doit effectuer dans l'ordre les étapes suivantes :

- 1) Réglage du tabouret
→ genoux fléchis à 90°, pieds à plat
- 2) Réglage de la hauteur de la table (avec l'aide de l'équipe technique)
→ Table à hauteur de coude (coude fléchi à 90°), ligne d'épaule à l'horizontal
- 3) Réajustement éventuel du tabouret
- 4) Calibration Posture « Main à plat »
- 5) Calibration Mouvement « Relevé de la main »
- 6) Rehausse du tabouret par l'équipe technique
→ Car ajout par l'équipe technique d'un support en plastique sur la plaquette
- 7) Calibration Mouvement « Arc de cercle avec l'avant-bras » (avec supports)

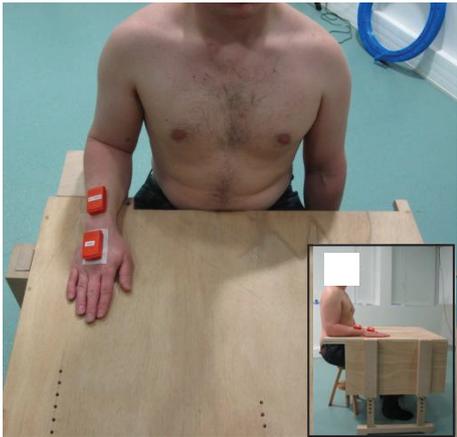
Calibration	Description	Photo
Posture « Main à plat »	Assis devant la table, table à hauteur de coude, Membre supérieur gauche laissé ballant le long du corps, Bras droit maintenu le long du corps, Coude fléchi à 90°, Avant-bras droit appuyé de tout son long sur la table et sa tablette, Paume de la main droite à plat sur la table Doigts tendus	

Tableau 4 : Description de la posture assise « Main à plat »

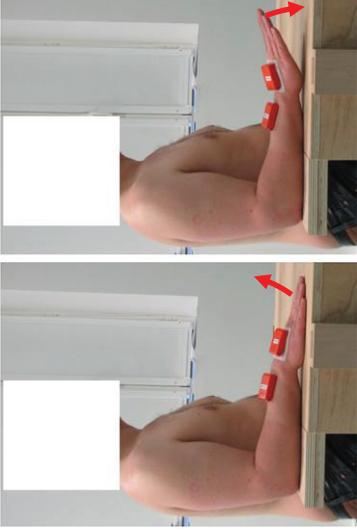
Calibration	Posture de Départ	Description	Photo	Critères de validation
« Relevé de la main »	Posture « Main à plat »	<ul style="list-style-type: none"> - Exécuter un mouvement pur d'extension du poignet - Amplitude 0-30° - Vitesse modérée 		<ul style="list-style-type: none"> - Pas d'abduction du poignet : mouvement réalisé dans l'alignement de l'avant-bras - Mouvement continu - Pas de rotation de l'avant-bras/main - Pas de mouvement du bras - Amplitude respectée - Vitesse modérée
« Arc de cercle avec l'avant-bras »	Posture « robot » assise, Coude droit supporté via le support Main droite serrant la poignée en plastique 	<ul style="list-style-type: none"> - Exécuter un mouvement pur de rotation de l'épaule « Bel arc de cercle » tout en maintenant le contact coude-support et poignée en plastique - table - Amplitude : rentrer dans les 2 zones dessinées sur la table - Vitesse modérée 		<ul style="list-style-type: none"> - Pas d'élévation latérale ou frontale du bras - « Bel arc de cercle » continu - Poignet verrouillé - Eviter tout glissement en translation - Contact maintenu au niveau du coude - Contact continu entre la poignée et la table - Amplitude respectée - Vitesse modérée

Tableau 5 : Description des mouvements fonctionnels assis

Annexe 6 : Compléments d'informations concernant la détermination des coordonnées naturelles du membre supérieur via la méthode REF

Les points rP et rD de chacun des segments corporels sont, en règle générale, déterminés comme étant les points milieux de deux points anatomiques (tableau suivant), selon les recommandations de l'ISB, hormis le centre de l'épaule (GH, centre l'articulation gléno-humérale) qui est estimé par régression [133].

SEGMENT	POINT ANATOMIQUE	DESCRIPTION
THORAX	P4	Milieu de PX – T8
	D4	Milieu de IJ – C7
BRAS	P3	GH (par régression)
	D3	Milieu de EM - EL
AVANT-BRAS	P2 = D3	
	D2	Milieu de RS - US
MAIN	P1 = D2	
	D1	Milieu de MCP2 – MCP5

La totalité des axes longitudinaux v des segments corporels correspondent aux vecteurs allant du point distal D au point proximal P ($v = rP - rD$).

Concernant le segment du thorax, l'axe latéral $w4$ est calculé comme étant le produit vectoriel moyen entre le vecteur IJ-C7 et $v4$ et entre le vecteur PX-T8 et $v4$. L'axe frontal $u4$ est le vecteur résultant du produit vectoriel entre $v4$ et $w4$.

Concernant le segment du bras, le centre de l'articulation gléno-humérale (GH) a tout d'abord été estimé par régression [133] lors d'une posture statique de repos (membres supérieurs le long du corps). Puis, une matrice de transformation propre au segment du bras est définie (composée des positions des marqueurs EL, EM et TH) est utilisée afin de « projeter » la position du point GH à chaque instant du mouvement étudié. Ainsi, le point GH est considéré solidaire du segment du bras (et non du thorax). L'axe latéral $w3$ a été calculé comme étant le vecteur EM-EL, l'axe frontal $u3$ comme étant le produit vectoriel entre $v3$ et $w3$.

Remarque : le raisonnement, consistant à définir un point/vecteur lors d'une posture de repos puis de le « projeter » lors du mouvement observé, est analogue à l'utilisation d'une calibration STATIC via les MIMU.

Concernant le segment de l'avant-bras, l'axe $w2$ est défini comme le vecteur RS-US, l'axe $u2$ comme le produit vectoriel entre $v2$ et $w2$. Concernant le segment de la main, l'axe $w1$ est défini comme le vecteur MCP2-MCP5, l'axe $u1$ comme le produit vectoriel entre les vecteurs MCP2- $rP1$ et MCP5- $rP1$.

Annexe 7 : Exemple de courbes angulaires du poignet lors de mouvements wriAAmax

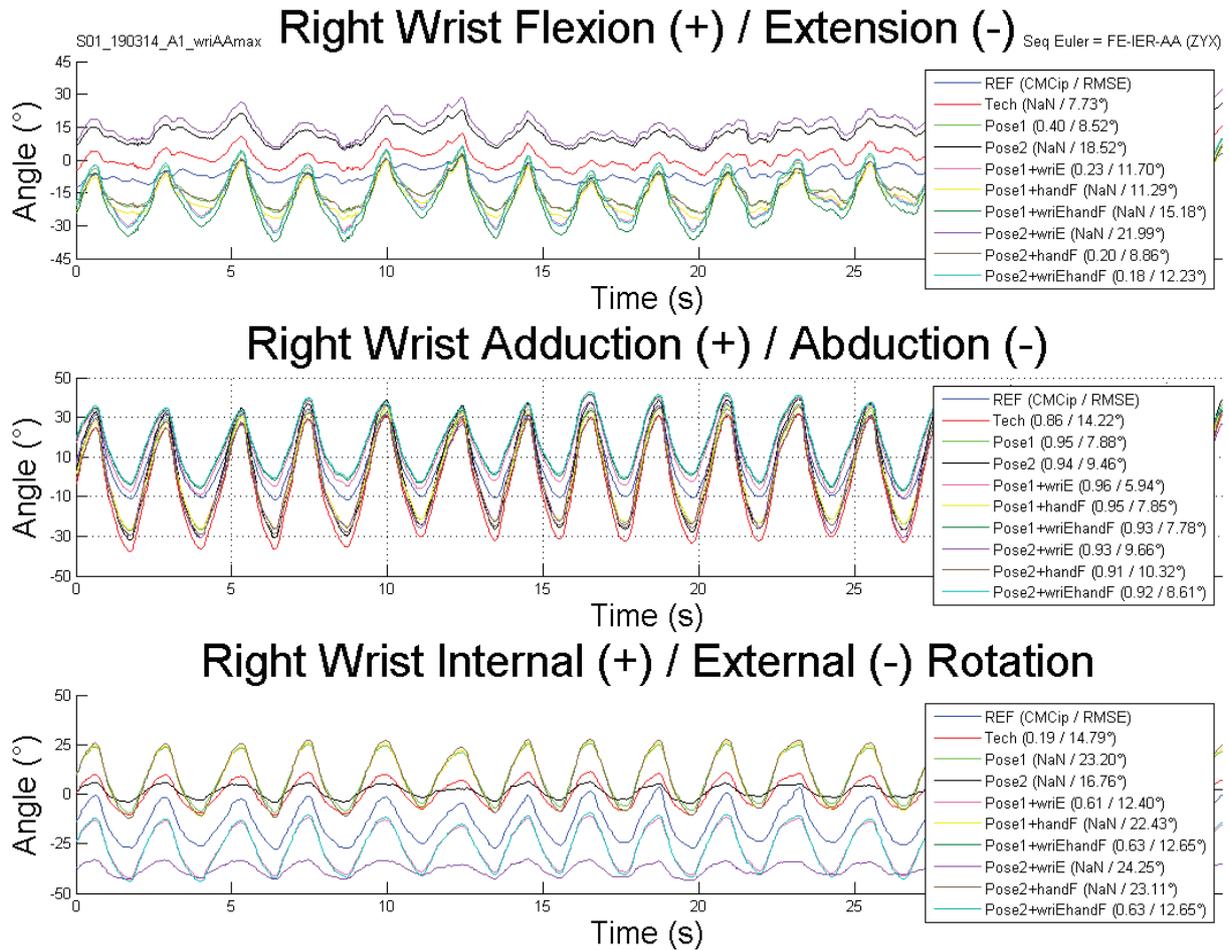


Figure : Angles articulaires du poignet (FE en haut, AA au milieu, IER en bas) lors de mouvements d'abduction/adduction maximale du poignet (wriAAmax)

Annexe 8 : Illustration des erreurs intrinsèque et extrinsèque de l'angle AA du poignet lors de mouvements wriAAmax

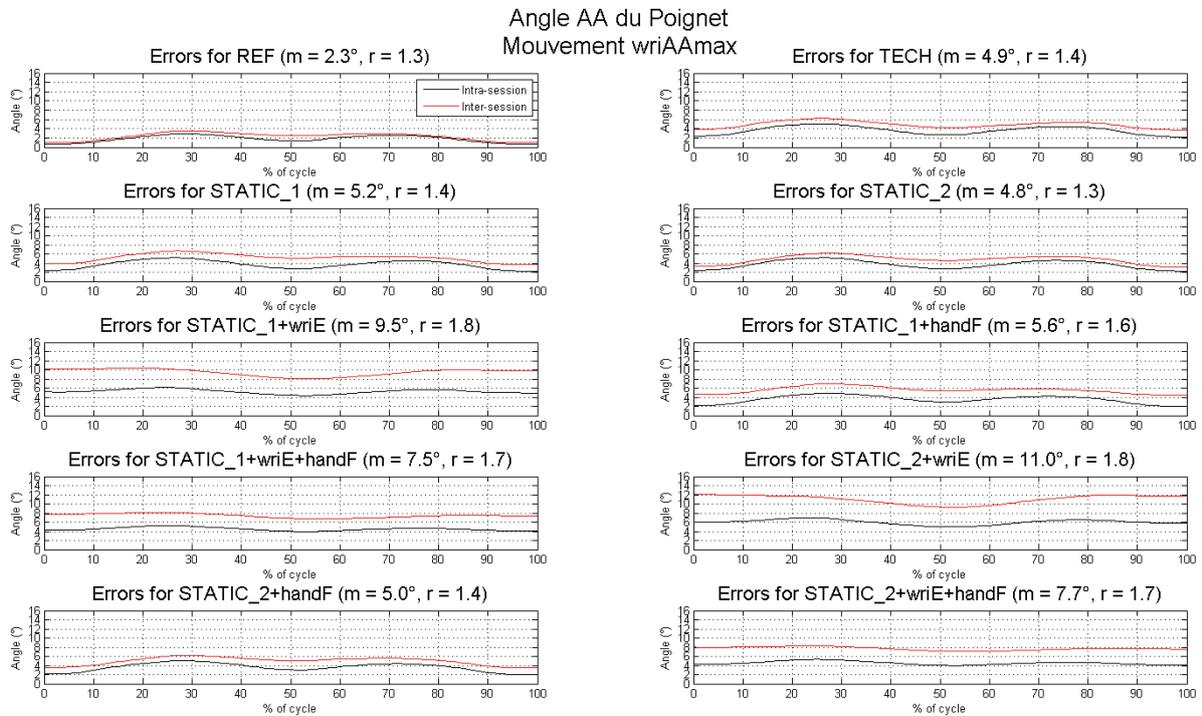


Figure : Comportement des erreurs intrinsèque (noire) et extrinsèque (rouge) pour chacune des calibrations MIMU-S2S, concernant l'angle AA du poignet lors du mouvement wriAAmax. Les valeurs m et r correspondantes sont affichées.

Annexe 9 : Exemple de courbes angulaires du coude lors des mouvements elbPSmax et roue

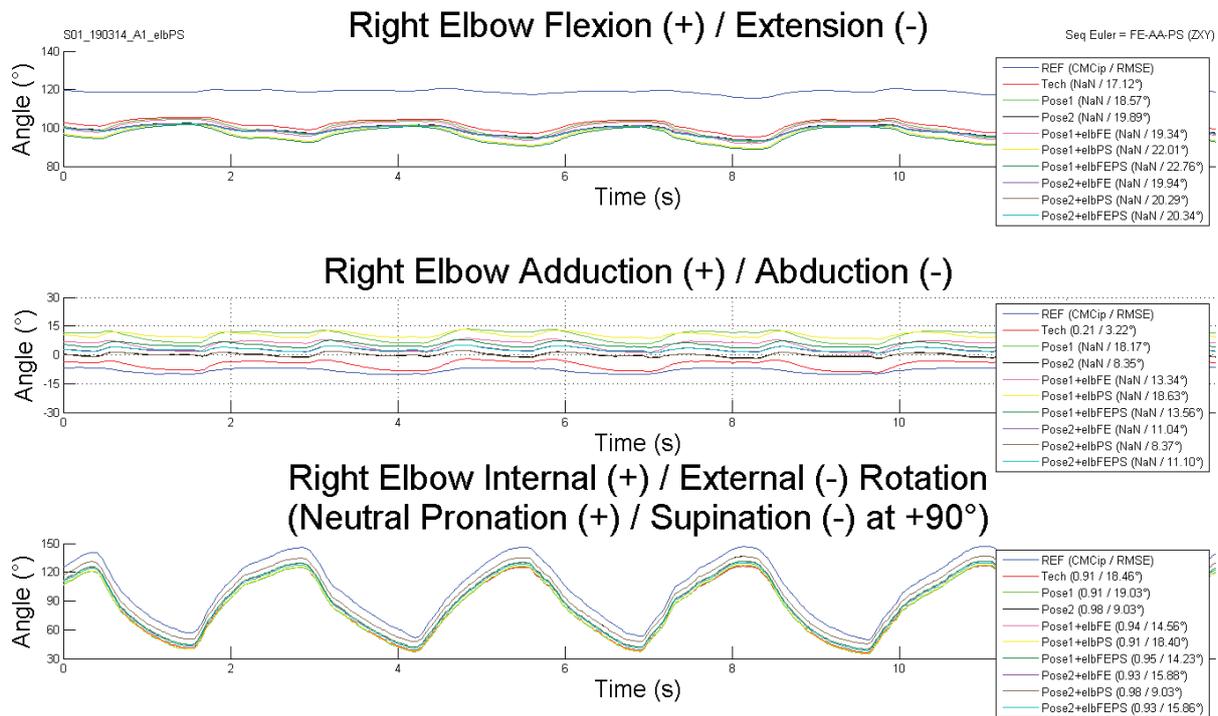


Figure : Angles articulaires du coude (FE en haut, AA au milieu, IER en bas) lors de mouvements de pronosupination maximale de l'avant-bras (elbPSmax)

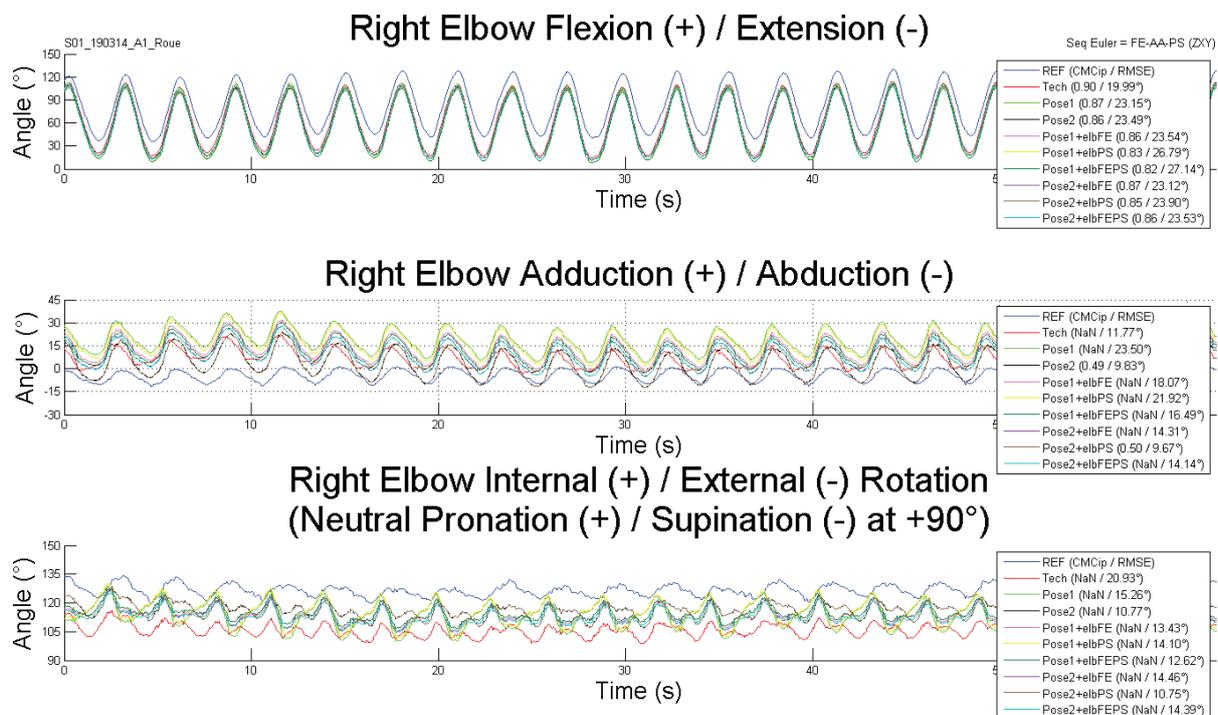


Figure : Angles articulaires du coude (FE en haut, AA au milieu, IER en bas) lors de mouvements circulaires Roue. Ce mouvement sollicite presque exclusivement FE.

Annexe 10 : Exemple de courbes angulaires de l'épaule lors des mouvements shoAmax et roue

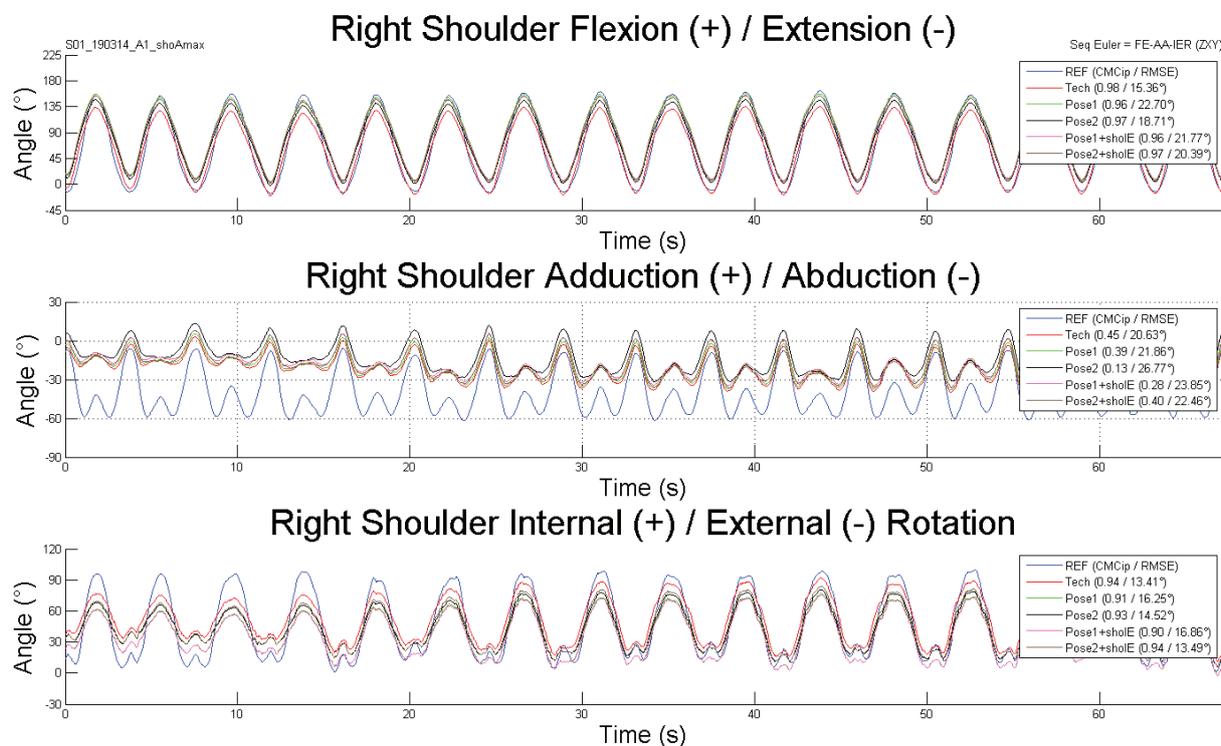


Figure : Angles articulaires de l'épaule lors du mouvement d'abductions maximales de l'épaule réalisés dans le plan scapulaire (shoAmax)

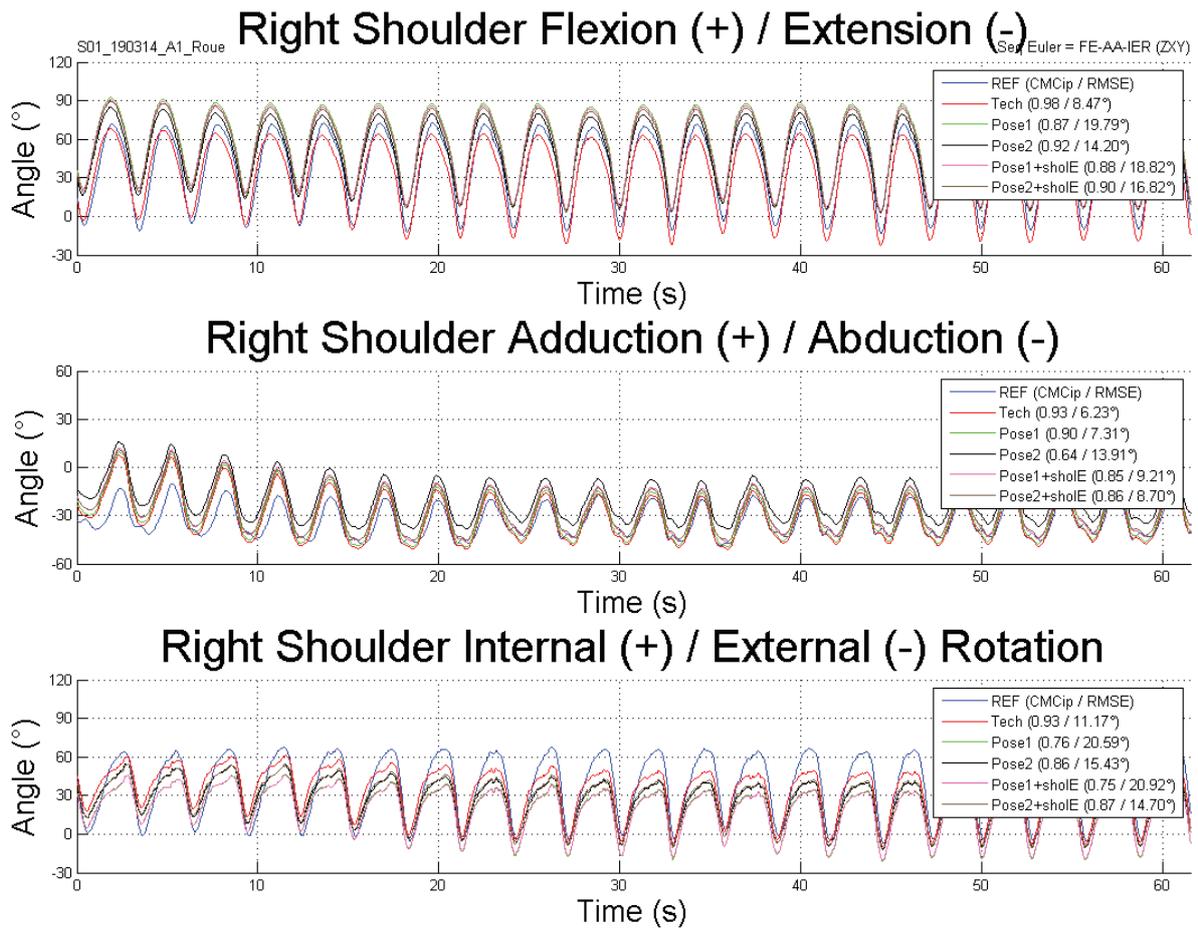
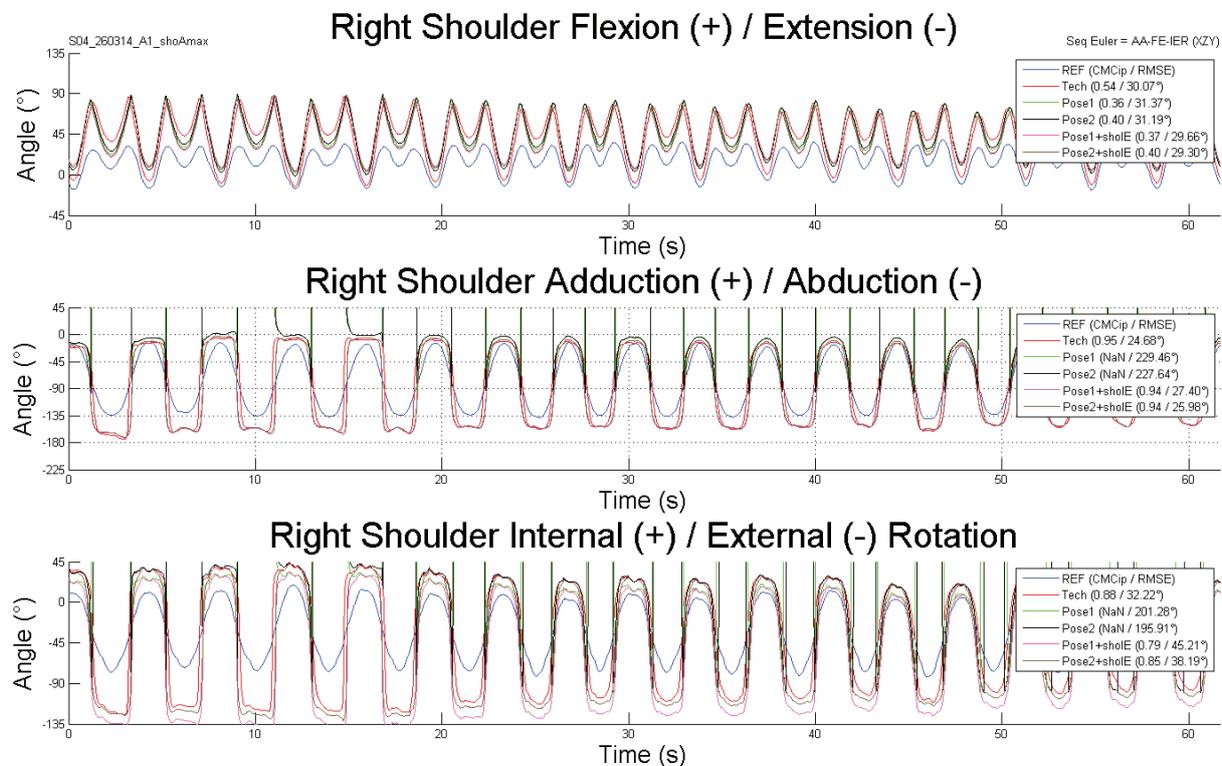


Figure : Angles articulaires de l'épaule lors du mouvement circulaire Roue

Annexe 11 : Illustration d'effet « gimbal lock » sur les angles de l'épaule

Détails : avec la séquence XZY (AA-FE-IER) pour un mouvement d'abductions/adductions maximales de l'épaule réalisé dans le plan scapulaire (shoAmax)



Les angles calculés à partir des calibrations MIMU-S2S STATIC_1 et STATIC_2 (nommées respectivement Pose1 et Pose2 sur les graphes) sont impactées par l'effet « gimbal lock » car leurs valeurs en FE s'approchent des 90°. Les angles FE calculés à partir des autres calibrations restent inférieurs à 85°. Comme il est possible de le constater, cela fausse les résultats de comparaison de justesse (ici) des données : les trois calibrations MIMU-S2S non impactées par l'effet « gimbal lock » auraient alors de bonnes justesses ($0.79 \leq \text{CMCip} \leq 0.88$) pour l'angle AA, alors que celles impactées auraient des corrélations non calculables (NaN).

Annexe 12 : Synthèse du comportement des données angulaires MIMU

(les deux essais marqués d'une étoile sont illustrés par la suite)

COMPORTEMENTS DES DONNEES ANGULAIRES MIMU

JOINT	MVMT	SUJET 01			SUJET 02			SUJET 03			SUJET 04			SUJET 05		
		A1	B1	A2	C1	A3	A1	B1	A2	C1	A3	A1	B1	A2	C1	A3
POIGNET	wriFEmax															
	wriAAmax															
	Roue					☆										
COUDE	elbFEmax															
	elbPS															
	Roue															
EPAULE	shoFmax															
	shoAmax															
	Roue															

JOINT	MVMT	SUJET 06			SUJET 07			SUJET 08			SUJET 09			SUJET 10		
		A1	B1	A2	C1	A3	A1	B1	A2	C1	A3	A1	B1	A2	C1	A3
POIGNET	wriFEmax															
	wriAAmax															
	Roue					☆										
COUDE	elbFEmax															
	elbPS															
	Roue															
EPAULE	shoFmax															
	shoAmax															
	Roue															

cohérent particulier aberrant

N = 422 N = 20 N = 8

94% 4% 2%

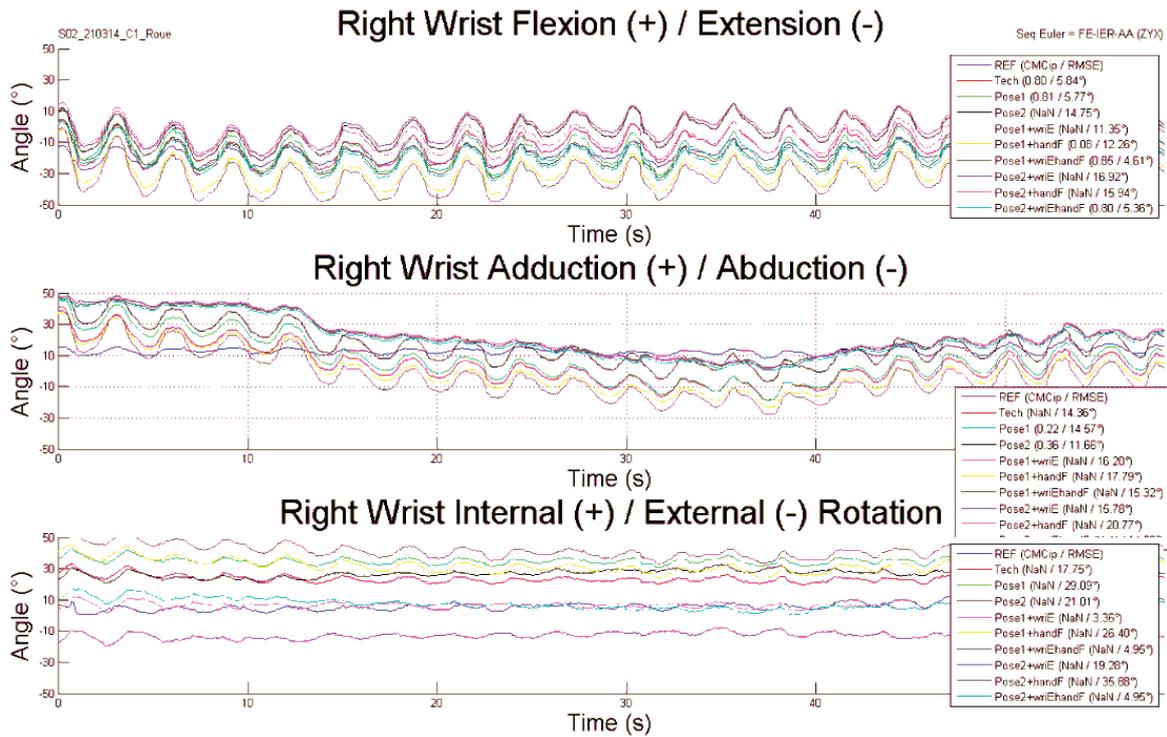


Figure : Illustration d'un comportement jugé particulier, principalement observé sur l'angle AA (graphe du milieu), ici lors d'un mouvement de Roue (Sujet 2, Passage C1).

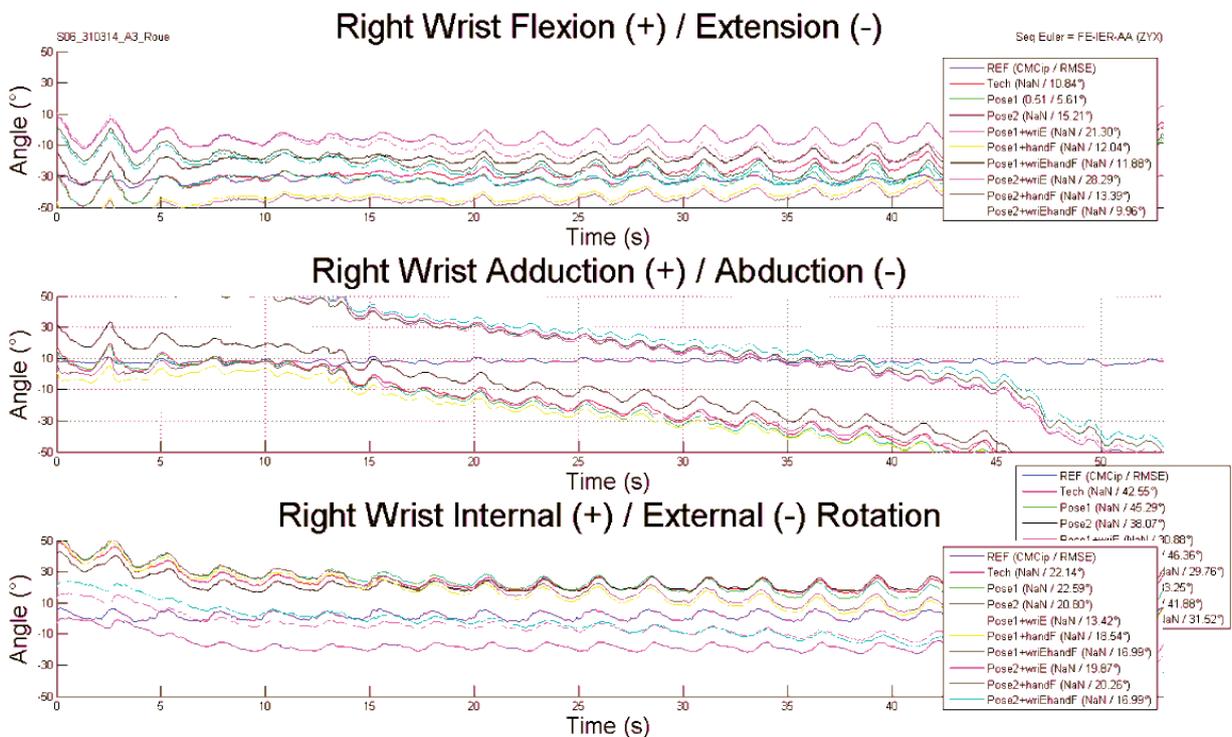


Figure : Illustration d'un comportement jugé aberrant, principalement observé sur l'angle AA (graphe du milieu), encore lors d'un mouvement de Roue (Sujet 6, Passage A3).

La première idée est de penser à un effet de dérive des capteurs. Une vérification concernant la vitesse angulaire calculée en sortie de l'algorithme de fusion des deux MIMU main et avant-bras n'a montré aucun signe de défaillance sur ce paramètre (par rapport à la vitesse angulaire REF).

Rappel : les données angulaires du poignet lors du mouvement de Roue n'ont pas été analysées pour l'étude de la justesse et de la fidélité des données angulaires, étant donné que ce mouvement sollicite principalement les articulations du coude et de l'épaule.

Annexe 13 : Illustration des erreurs intrinsèque et extrinsèque de l'angle IER du coude (PS) lors de mouvements Roue

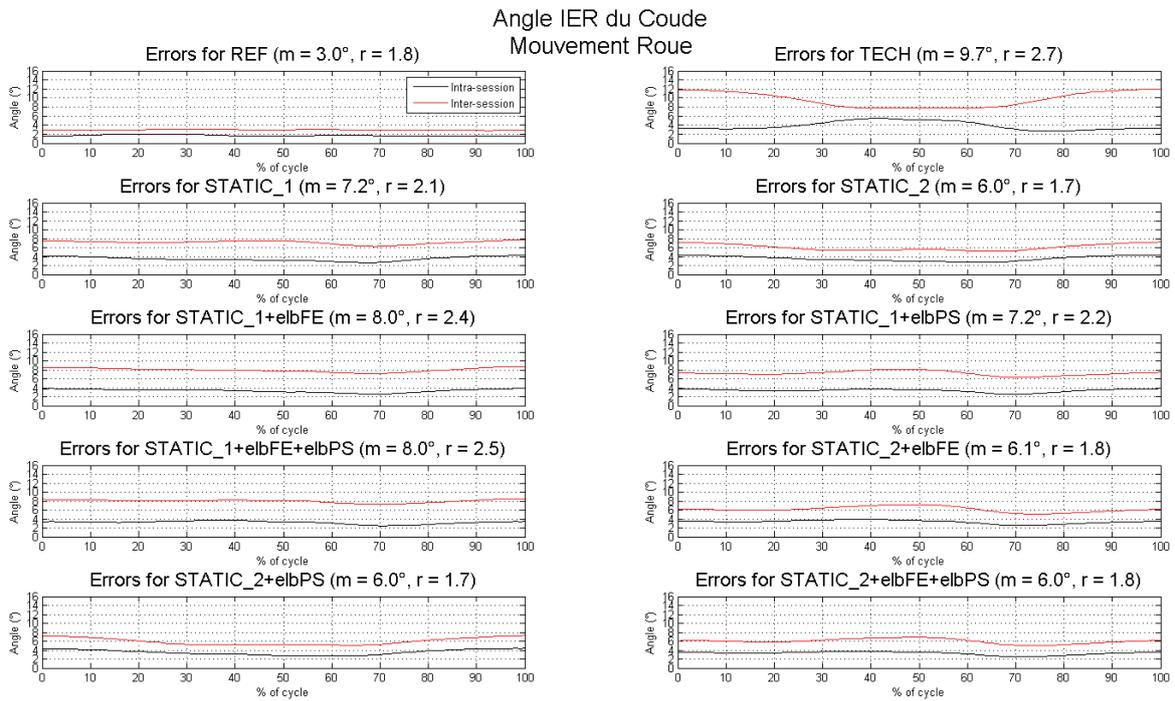


Figure : Comportement des erreurs intrinsèque (noire) et extrinsèque (rouge) pour chacune des calibrations MIMU-S2S, concernant l'angle IER du coude lors du mouvement Roue. Les valeurs m et r correspondantes sont affichées.

Annexe 14 : Limites physiologiques du membre supérieur mentionnées dans la littérature

Tiré des travaux de l'INRS [172]:

Valeurs moyennes et écarts-types des amplitudes de mouvement

Tests		Amplitudes (écarts-types)	
		Femmes	Hommes
abduction de l'épaule	(°)	191,1(9,5)	190,7 (14,3)
flexion de l'épaule	(°)	198,5 (8,1)	198,7 (9,8)
extension de l'épaule	(°)	80,8 (15,3)	76,2 (11,6)
pronation de la main	(°)	72,3 (10,7)	75,5 (9,6)
supination de la main	(°)	129,3 (10,7)	128,5 (17,1)
abduction du poignet	(°)	31,6 (4,9)	27,8 (6,0) *
adduction du poignet	(°)	27,9 (5,6)	29,1 (8,6)
flexion du poignet	(°)	78,9 (9,0)	75,0 (8,0)
extension du poignet	(°)	77,9 (8,6)	72,6 (11,5)
distance pouce-C7	(cm)	11,1 (4,3)	12,9 (6,0)
Mains-Barre	(cm)	71,2 (12,6)	85,8 (13,7) *

INRS

Documents
pour le médecin
du travail
N° 81
1^{er} trimestre 2000

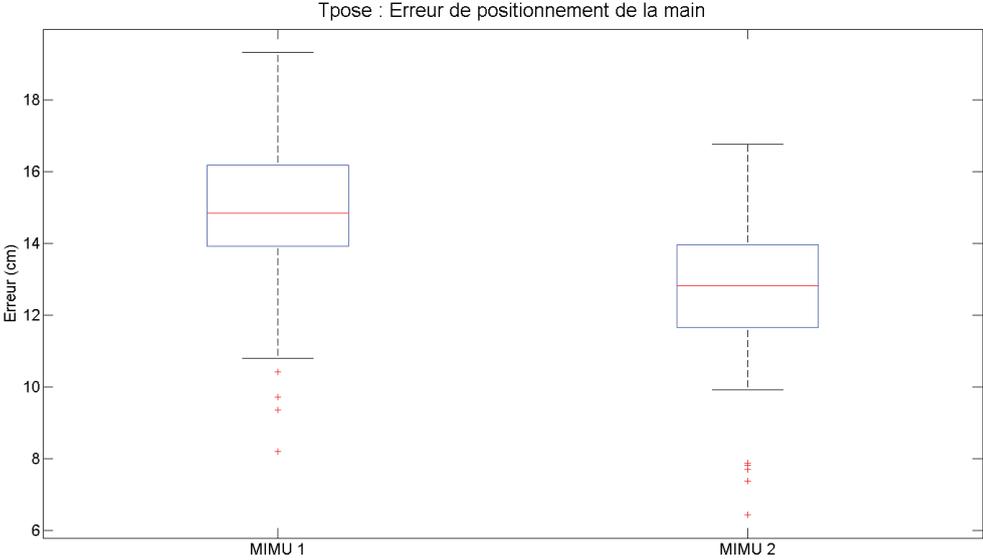
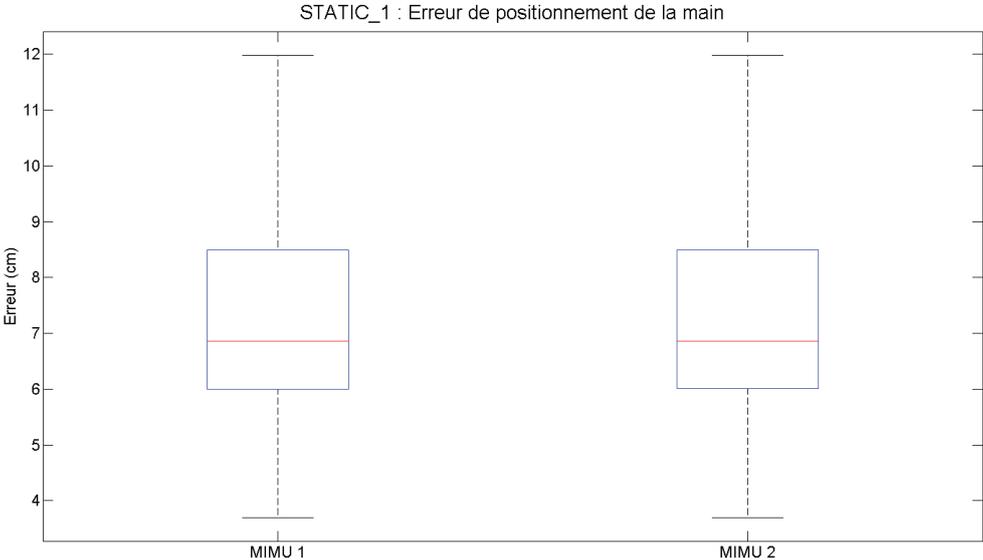
25

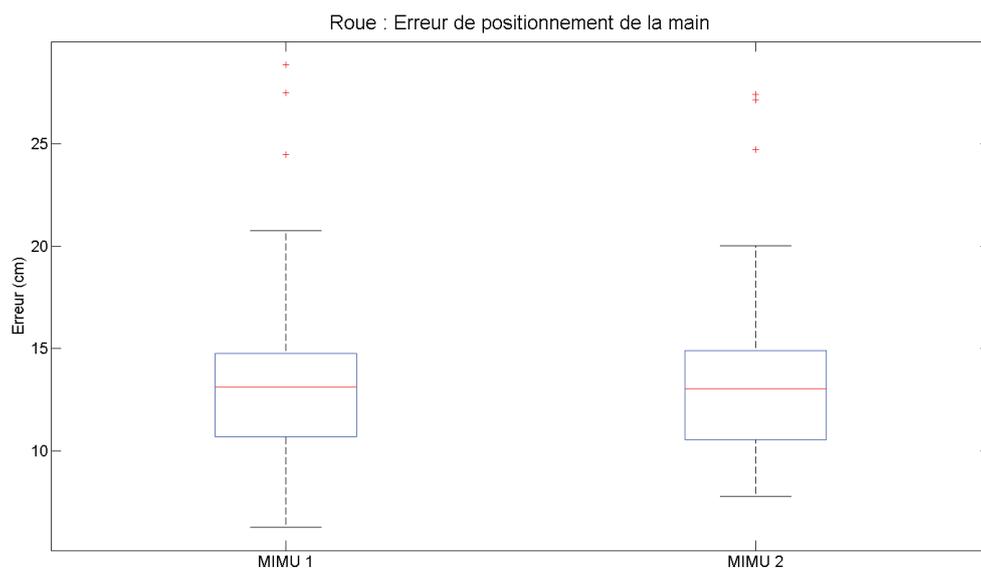
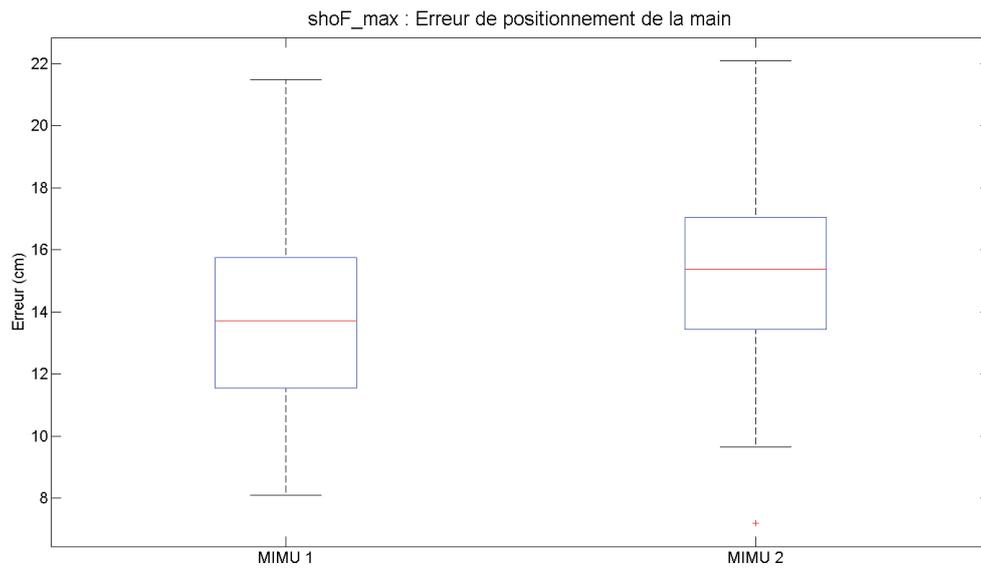
Tiré de l'ouvrage de Bouisset et al. [173] :

Type de mouvement articulaire	Moyenne (degrés)	Écart-type (degrés)	Centiles (degrés)	
			5 ^e	95 ^e
Poignet :				
Flexion	90	12	114	66
Extension	99	13	125	73
Total	189	21	231	147
Abduction	27	9	45	9
Adduction	47	7	61	33
Total	74	13	100	48
Coude :				
Flexion/Extension	142	10	162	122
Supination	113	22	157	69
Pronation	77	24	125	29
Total	190	30	250	130
Épaule :				
Flexion	188	12	212	164
Extension	61	14	89	33
Total	249	19	287	211
Abduction horizontale	134	17	168	100
Adduction horizontale	48	9	66	30
Total	182	20	222	142
Rotation interne	97	22	141	53
Rotation externe	34	13	60	8
Total	131	24	179	83

Les mesures (en degrés) sont prises du côté droit (N = 39) (d'après Barter JT, Emanuel I, Truett B. A statistical evaluation of joint range data. WADC Techn. Rpt. 57-311. Wright Air Development Center, Wright Patterson Air Force Base, Ohio, 1957)

Annexe 15 : Distribution des erreurs de positionnement de la main pour les quatre postures/mouvements étudiés





Annexe 16 : propagation de l'erreur le long de la chaîne segmentaire

L'erreur de positionnement des différents centres articulaires du membre supérieur investigués, soit le point distal du thorax CJC, les centres articulaires de l'épaule (SJC), du coude (EJC), du poignet (WJC) et la position de la main est ici représentée.

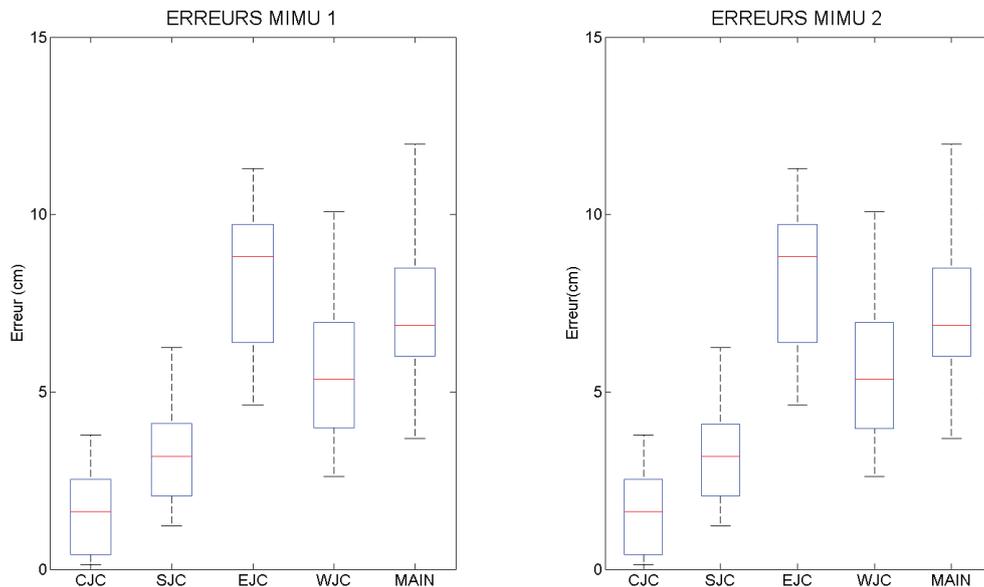


Figure : Distribution des erreurs de positionnement des points CJC, SJC, EJC, WJC et Main pour les deux chaînes segmentaires MIMU lors de la posture STATIC_1

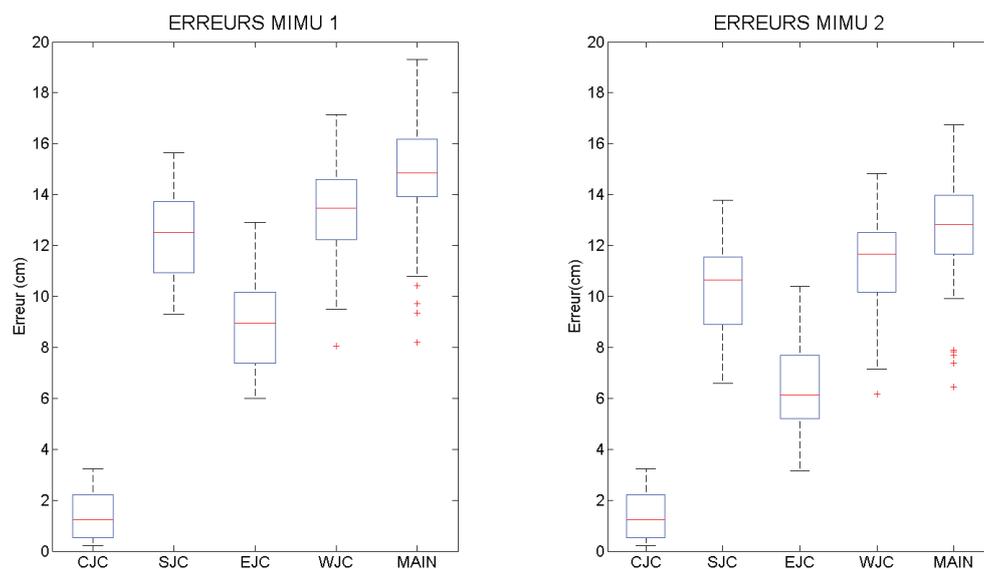


Figure : Distribution des erreurs de positionnement des points CJC, SJC, EJC, WJC et Main pour les deux chaînes segmentaires MIMU lors de la posture T-pose

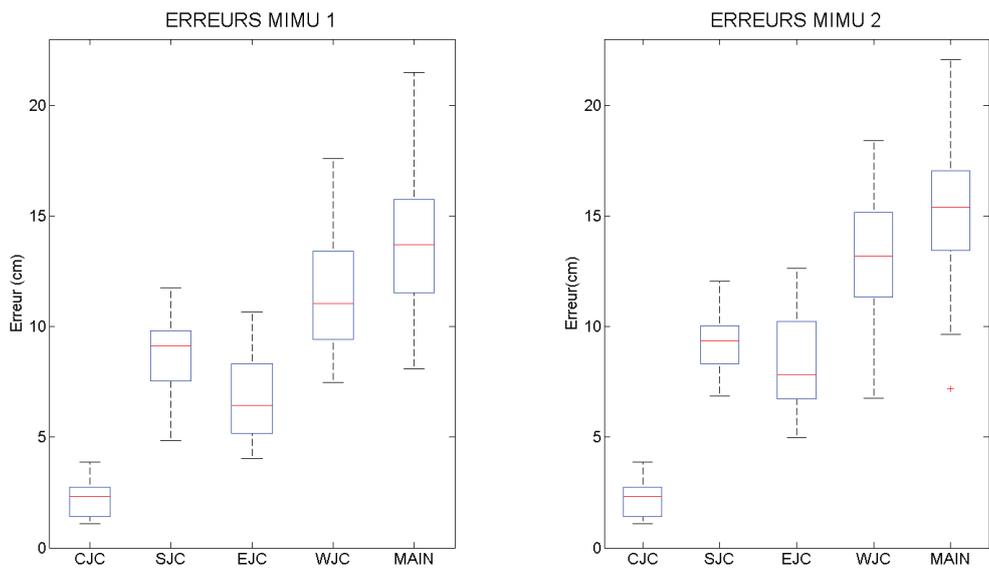


Figure : Distribution des erreurs de positionnement des points CJC, SJC, EJC, WJC et Main pour les deux chaînes segmentaires MIMU lors du mouvement shoF_max

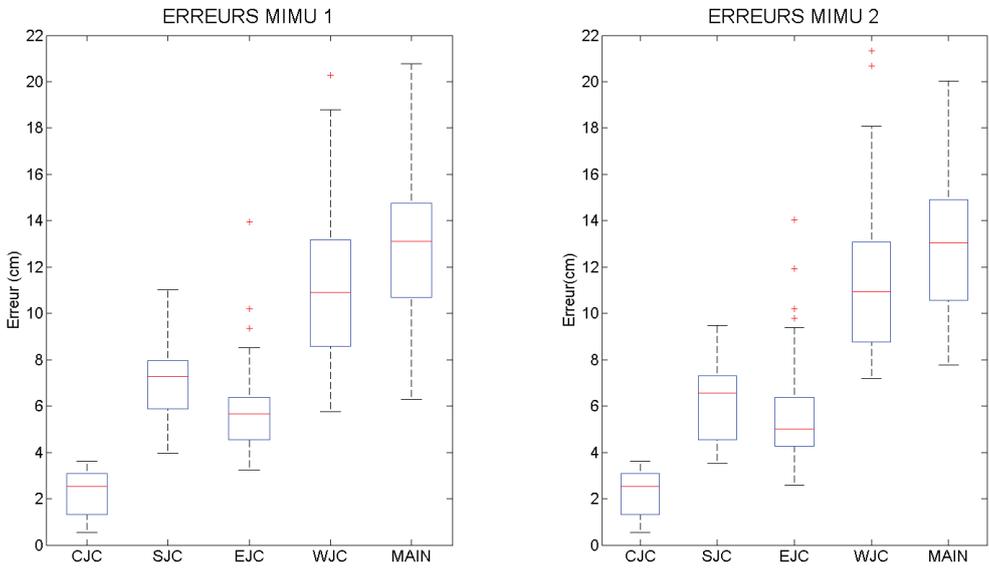


Figure : Distribution des erreurs de positionnement des points CJC, SJC, EJC, WJC et Main pour les deux chaînes segmentaires MIMU lors du mouvement roue

Annexe 17 : Interface graphique développée

L'objectif opérationnel de ce travail de thèse est la mise à disposition d'un système ambulatoire pour l'évaluation des postures et des mouvements du membre supérieur à des fins de prévention de TMS. Pour cela, une interface graphique (IG) de visualisation et de post-traitement des données cinématiques (angles articulaires et positions segmentaires) a été réalisée. Cette interface se veut à la fois (1) facilitatrice, en orientant l'utilisateur dans l'utilisation de l'IG et en lui fournissant des outils de visualisation et d'exportation des données adéquates, et (2) flexible, en offrant la possibilité à l'utilisateur de sélectionner lui-même certains paramètres de modélisation tels que le(s) étape(s) de calibration MIMU-S2S ou les séquences Euler. De plus, certains outils propres à la finalité de prévention des TMS sont apportés.

Ce travail a été réalisé dans le cadre d'un stage de 2^{ème} année de DUT. L'encadrement, le suivi et la validation de ce travail ont fait partie intégrante de ce travail de thèse.

Cette interface graphique a été développée sous le logiciel Matlab afin de conserver une compatibilité avec les travaux de modélisation de cette thèse.

Présentation générale

L'interface développée est un outil de post-traitement des données cinématiques. Elle est à utiliser une fois les mesures effectuées (incluant les phases de calibrations MIMU-S2S) et donc une fois les données d'orientation 3D des MIMU exportées à partir du logiciel d'acquisition des MIMU (MT Manager, Xsens). Le format en matrices de rotation est ici utilisé.

Cette interface se subdivise en trois fenêtres : une fenêtre principale (d'accueil), une fenêtre de visualisation en 2D et 3D et une fenêtre de post-traitement.

Fenêtre principale

Dans la fenêtre principale, l'utilisateur doit, dans un premier temps, rentrer différentes informations sur le contexte de la prise de mesure telles que l'adresse du dossier de mesure, le nom du sujet, la date de la prise de mesure, les identifiants des MIMU (étapes (1) et (2)). Concernant les longueurs segmentaires du sujet, l'utilisateur a la possibilité de renseigner soit uniquement la taille du sujet (auquel cas les longueurs segmentaires seront calculées via une table de régression) soit, s'il le souhaite, les différentes longueurs segmentaires du membre supérieur si celles-ci ont été préalablement mesurées.

INTERFACE CAPTEURS INERTIELS



REPertoire COURANT (1)

Sélectionnez votre Dossier de Mesures

INFORMATIONS EXPERIENCE (2)

Sujet

Nom

Taille

Sexe M F

Date d'enregistrement (jj/mm/aa)

Mouvement

Essai

Identifiants Capteurs Inertiels

Main 00340

Avant-bras 00340

Bras 00340

Omoplate 00340

Thorax 00340

CONFIGURATION (3)

Calibration

Calibration Principale (Obligatoire) :

Calibration Secondaire (Optionnelle) : Non Oui

MainPlat CoudeFE EpauleEs

PoignetEs CoudePS

Séquence d'Euler

Poignet

Coude

Epaule

Message :

APPLICATIONS (4)

Visualisation

Message :

Interface de post-traitement des données cinématiques provenant des MIMU (fenêtre principale)

Dans un second temps, l'utilisateur doit sélectionner la calibration MIMU-S2S de son choix (si les étapes de calibration ont préalablement été effectuées) (étape (3)). Une calibration principale est obligatoire (TECH, STATIC_1 ou STATIC_2) tandis que les étapes de calibration fonctionnelles sont optionnelles (handF, wriE, elbFE, elbPS, shoIE traduites en français). Une fois, la calibration MIMU-S2S complète sélectionnée, le choix de plusieurs séquences d'Euler propres aux trois articulations du membre supérieur (poignet, coude et épaule (huméro-thoracique)) sont proposées. Les séquences d'Euler utilisées dans ce travail de thèse ainsi que celles préconisées par l'ISB [84] sont disponibles. Les séquences ZYX, ZXY [84] sont proposées pour l'articulation du poignet, la séquence ZXY [84] pour l'articulation du coude et les séquences ZXY, XZY, YXY [84] pour l'articulation de l'épaule. Les séquences ZYX, ZXY et ZXY sont respectivement recommandées pour ces trois articulations (la séquence propre à l'épaule doit toutefois être sélectionnée en fonction des mouvements enregistrés).

Fenêtre de visualisation 2D et 3D

Une fois la configuration validée, plusieurs applications sont proposées à l'utilisateur (étape (4)). Il est notamment possible d'afficher des angles articulaires, d'enregistrer ces courbes en format image (.png) ou encore d'enregistrer les données d'angles articulaires en format excel (.xlsx).

INFORMATIONS EXPERIENCE					INFORMATIONS SUPPLEMENTAIRES DU SUJET					
Sujet	Date	Mouvement	Fréquence		Age	Taille	Poids	Sexe	Latéralité	Comment.
Adrien	15062015	Roue	60		19	1.75	74	Homme	Droitier	eur au coude droit
IDENTIFIANTS CAPTEURS IMUS					CALIBRATION					
Main	Avant-Bras	Bras	Omoplate	Thorax	Calibration Principale		Calibration Secondaire			
340651	340649	340647	340643	340652	STATIC_1		elbFE			
DONNEES D'ANGLES ARTICULAIRES										
Poignet : mobileZYX			Coude : mobileZXY			Epaule : mobileYXY				
FE	AA	IER	FE	AA	IER	FE	AA	IER		
-23,63406592	-13,80733716	41,46920028	106,6062994	28,56142856	111,9442873	37,77393742	-19,76746358	32,40670331		
-23,71696503	-13,74448603	41,54708821	107,3758905	28,07560657	111,8566125	36,66749353	-20,4475727	31,79490831		
-23,74781015	-13,69410891	41,60037428	108,0797947	27,66187909	111,7116919	35,57850774	-21,06590789	31,05545527		
-23,79947117	-13,67774966	41,69699217	108,7449711	27,33423755	111,5882689	34,5137234	-21,66440261	30,20085371		
-23,77913245	-13,58107635	41,68698738	109,3675225	27,06690764	111,5269042	33,46871978	-22,22080485	29,23077826		
-23,77011492	-13,46497424	41,60302497	109,9598448	26,87076275	111,4303526	32,41506736	-22,75547613	28,13692323		
-23,70520288	-13,34606016	41,54189121	110,5125712	26,70015506	111,2547391	31,37642081	-23,25928983	26,95340338		
-23,8056907	-13,38004825	41,59028905	111,010733	26,54031778	111,0681878	30,34433754	-23,73846267	25,71966555		
-23,83305404	-13,32697248	41,52531855	111,4787717	26,37555123	110,9740335	29,30977365	-24,1734237	24,44034068		
-23,80331105	-13,27072755	41,5050737	111,879889	26,18761379	110,9172627	28,29854526	-24,54370309	23,16156647		
-23,86437927	-13,23272361	41,49968589	112,188918	25,97492054	110,9478649	27,3380315	-24,87717891	21,90254142		
-23,86623061	-13,10578888	41,38136552	112,4252142	25,74061766	110,9524161	26,43975912	-25,19033941	20,67722129		
-24,00524731	-13,12995675	41,23644743	112,5902506	25,48238177	110,9083057	25,58502632	-25,46483425	19,47873616		
-24,14641078	-13,15002068	41,12673764	112,6788167	25,19980919	110,9090617	24,81310673	-25,72107149	18,3275377		
-24,27121136	-13,17180096	41,03695769	112,7210093	24,90160583	110,9334582	24,10750152	-25,98218044	17,19086526		
-24,40456194	-13,19602888	40,95463372	112,6864981	24,59153253	110,9926024	23,48844597	-26,2208542	16,10120097		
-24,56703957	-13,19473969	40,81939898	112,5754752	24,33074991	111,0646523	22,93773599	-26,44961243	14,99657144		
-24,76863241	-13,18902311	40,68125072	112,3727036	24,10589199	111,1121151	22,48724274	-26,69983543	13,90350342		
-25,02509773	-13,23528421	40,50872197	112,0900792	23,91020498	111,1348328	22,13647987	-26,93997549	12,82507176		

Figure : Exportation des données angulaires proposée par l'interface graphique (sous Excel)

Une fenêtre de visualisation de la chaîne cinématique 3D du membre supérieur en mouvement, simultanément avec les informations d'angles articulaires (sélectionnés par l'utilisateur) est également rendue accessible.

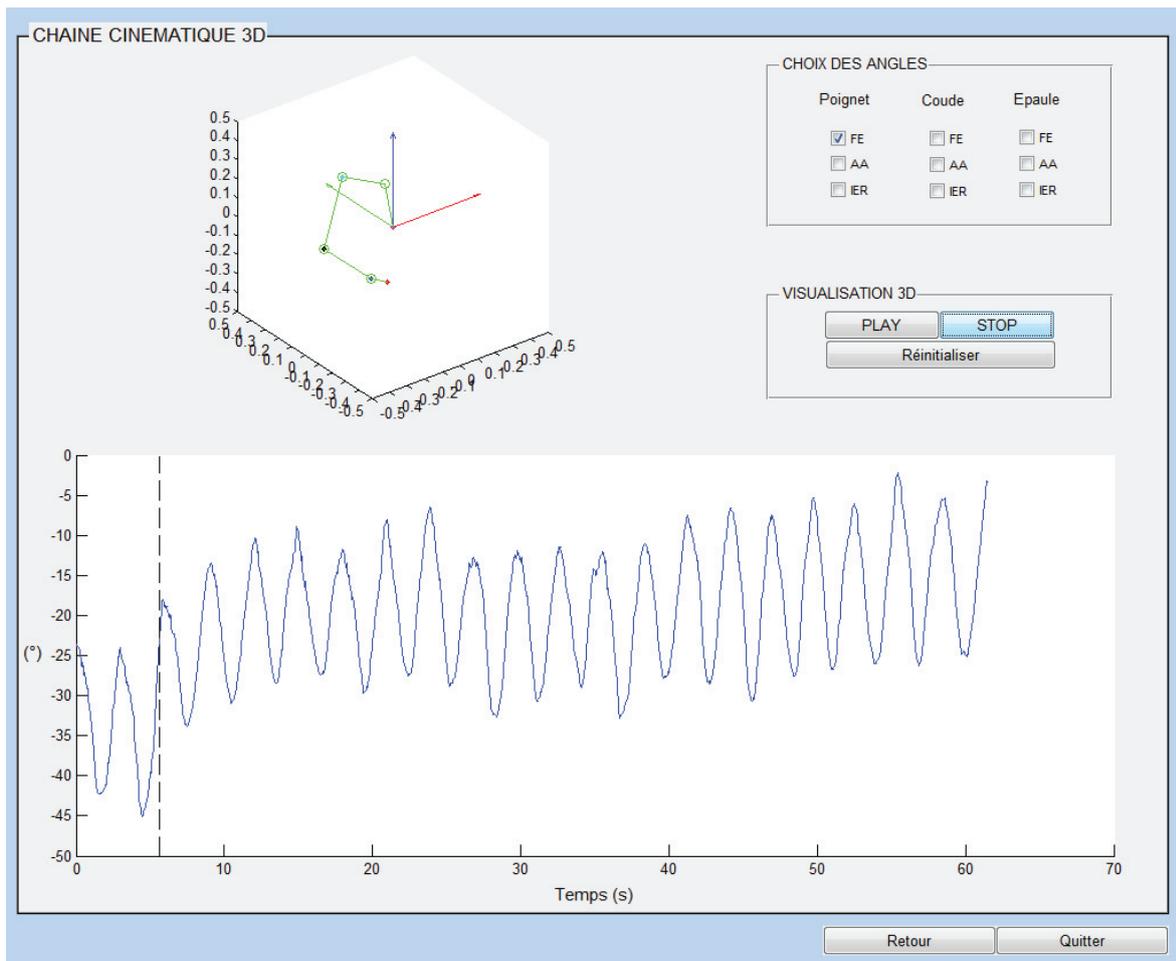


Figure : Fenêtre de visualisation simultanée des positions segmentaires et des angles articulaires du membre supérieur

Fenêtre de post-traitement des angles articulaires

Enfin, un outil de visualisation et de post-traitement des angles articulaires est mis à disposition dans une troisième fenêtre de l'interface. Cet outil comprend une fonctionnalité zoom, la possibilité de sélectionner conjointement différents angles articulaires, l'affichage de marges d'erreur ($\pm 5^\circ$, tiré des résultats de reproductibilité de cette thèse) et également l'affichage de valeurs de limites de zone de confort. Ces valeurs de limites de zone de confort proviennent de normes françaises et européennes [16]–[18]. La figure ci-après illustre, par exemple, les amplitudes articulaires, dites de confort, pour le mouvement de flexion/extension du poignet.

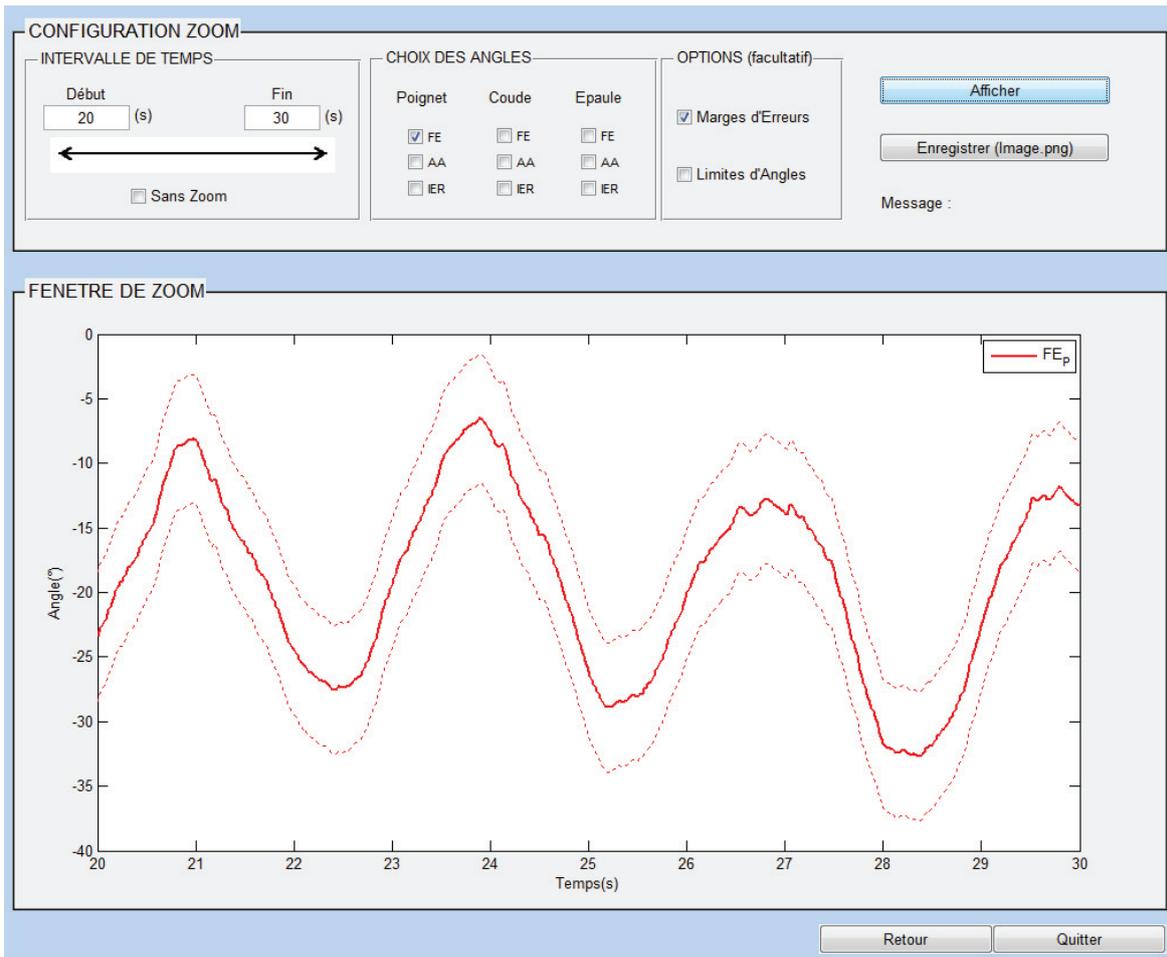


Figure : Fenêtre de visualisation et de post-traitement des angles articulaires

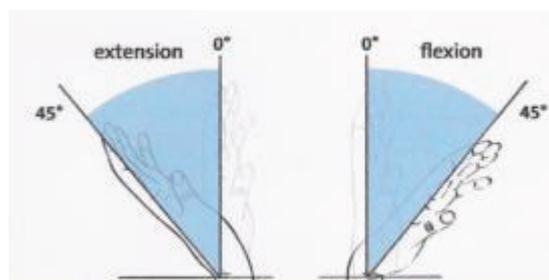


Figure : Amplitudes articulaires de confort du mouvement de flexion/extension du poignet [15]

Conclusion sur l'outil développé

Cette interface graphique représente un outil d'accompagnement et d'utilisation de la modélisation cinématique du membre supérieur MIMU développée dans le cadre de cette thèse. Elle permet de visualiser les angles articulaires du poignet, du coude et de l'épaule et offre une visualisation couplée de la chaîne cinématique. Cette visualisation n'est pas disponible en temps-réel mais elle offre la possibilité de visualiser les données mesurées (en quelques clics, une fois les données MIMU exportées) et ce, sans déséquiper le sujet. De plus, cette interface offre la possibilité de vérifier, en milieu professionnel, la qualité des données afin de réitérer des mesures si nécessaire. Enfin, l'exportation des données angulaires, sous le format excel, offre la possibilité à l'utilisateur d'effectuer, par la suite, divers traitements supplémentaires (analyse statistique, importation dans un autre logiciel).

Des fonctionnalités pourront, dans le futur, être ajoutées à cette interface graphique. Peuvent par exemple être proposés, la génération de résultats globaux considérant une campagne de mesure complète (plusieurs sujets) ou encore l'affichage d'avertissements lorsque les données enregistrées apparaissent de moindre qualité (la norme du vecteur magnétique, information également exportable via le logiciel de Xsens, peut notamment renseigner sur d'éventuelles perturbations magnétiques environnantes).

Annexe 18 : Caractérisation en milieu perturbé magnétiquement

L'utilisation d'un système ambulateur (à partir de MIMU) en milieu professionnel peut être limitée au regard de la sensibilité du système aux perturbations magnétiques environnantes. Toute présence d'objets ferromagnétiques (poutre métallique, moteur, exosquelette, ...) dans l'environnement proche des MIMU peut potentiellement impacter la qualité de leurs données de sortie.

Deux courants majeurs peuvent être recensés au sein de la littérature. Le premier courant se focalise sur la non-utilisation des données des magnétomètres et donc l'utilisation d'un algorithme de fusion se basant uniquement sur les informations des accéléromètres et des gyroscopes. A l'heure actuelle, cela offre la possibilité de représenter des mouvements articulaires, de façon robuste, uniquement dans deux plans de l'espace. Toutefois, en fonction de la finalité de l'étude et des articulations étudiées, des informations extérieures peuvent être utilisées afin de substituer le rôle du magnétomètre. L'utilisation de la direction de la marche (lors d'une marche rectiligne), l'utilisation de contraintes cinématiques (ex : bloquer l'angle d'abduction/adduction du coude), l'utilisation de technologie complémentaire telle qu'un torsiomètre voire d'un radar, ou encore de processus d'optimisation globale représente d'actuelles propositions.

La seconde approche possible est de conserver l'utilisation du magnétomètre dans l'algorithme de fusion et de prendre des précautions spécifiques d'utilisation des MIMU voire d'analyse des données. Les travaux de De Vries et al. [183] ont investigué la présence de perturbation magnétique dans un laboratoire d'analyse du mouvement, en fonction de la distance du sol (MIMU positionnés à 5, 40, 100, 140 et 180 cm du sol, ...). Ils recommandent notamment de « mapper » les caractéristiques ferro-magnétiques de la zone d'analyse du mouvement, d'éloigner autant que possible les MIMU du sol (minimum de 40cm), de commencer les mesures dans un espace sain et de ne pas excéder 20-30s d'exposition à forte perturbation magnétique. Dans de récents travaux, Schiefer et al. [56] mettent en avant l'apport de calibration statique répétée (toutes les minutes) afin de limiter la dérive des données en l'absence de magnétomètres.

Ceci étant, de telles recommandations ne peuvent pas être respectées dans bon nombre d'études (notamment en milieu professionnel). Dans le cas d'enregistrements d'ores et déjà effectués dans un milieu possiblement perturbé magnétiquement, la question de la robustesse des données se pose (i.e., les données enregistrées sont-elles exploitables ou non ?). Un élément de réponse à cette question peut résider dans l'analyse des données du magnétomètre. En effet, en l'absence de perturbation magnétique, la norme du vecteur magnétique doit être unitaire. Le constructeur Xsens déclare que la qualité des données d'orientation 3D (en sortie de l'algorithme de fusion) est garantie tant que cette norme ne sort pas de la gamme [0.8 – 1.2]. De plus, un message d'alerte s'affiche dans leur logiciel d'acquisition des MIMU (MT Manager, Xsens) lorsque cette norme excède 1.5. Une étude

s'intéressant à l'éventuelle corrélation existant entre les données brutes du magnétomètre (notamment sa norme) et la précision des données angulaires résultantes représente une perspective de travail intéressante.

Rappel : ce n'est pas la présence du magnétomètre qui empêche l'utilisation des MIMU en milieu perturbé magnétiquement, mais bien l'absence d'un référentiel sur le plan horizontal lors de perturbation magnétique qui empêche l'obtention de données d'orientation 3D robustes. En effet, lors de perturbations magnétiques, l'algorithme de fusion cesse d'utiliser les informations provenant du magnétomètre, ce qui entraîne l'absence de compensation des phénomènes de dérive des données gyroscopiques.

RESUME

Ce travail de thèse s'intéresse à l'estimation des angles articulaires et des positions segmentaires du membre supérieur à partir de capteurs inertiels (MIMU). Malgré l'intérêt grandissant de la communauté scientifique pour cette technologie, plusieurs questions de recherche restent en suspens. Ce travail de thèse contribue à l'avancée de connaissances scientifiques à la fois au niveau de la modélisation cinématique du membre supérieur associée aux capteurs inertiels et au niveau de la validation même des données cinématiques de sortie (angles articulaires et positions segmentaires). Au travers d'une approche méthodologique complète, des recommandations de calibration anatomique sont avancées. De plus, des valeurs clés de caractérisation sont proposées, telles qu'une reproductibilité des données angulaires de l'ordre de 5-10° et une erreur de positionnement de la main de 7-15 cm. La finalité de ce travail de thèse est la mise à disposition d'un système ambulateur pour l'évaluation des postures et des mouvements du membre supérieur dans une optique d'évaluation des risques de troubles musculo-squelettiques en milieu professionnel. Une modélisation cinématique avancée prenant en compte un capteur inertiel sur la scapula et la caractérisation du système en milieu perturbé magnétiquement apparaissent comme une suite logique à ce travail de thèse.

ABSTRACT

This PhD work is focused on the estimation of joint angles and segment positions of the upper limb based on inertial sensor technology (MIMU). Despite much interest from the scientific community in this topic, several aspects of research deserve more investigation. This work contributes to the enhancement of scientific knowledge related to (1) the kinematic modeling associated to MIMU and (2) the validation of final kinematic outputs (joint angles and segment positions). Based on an exhaustive methodological approach, recommendations related to the anatomical calibration of MIMU are highlighted. Moreover, key-values related to the characterization of kinematic outputs are proposed, such as a precision of joint angles of 5-10° and a hand positioning error of 7-15 cm. The aim of this study is the development of an ambulatory system for the assessment of postures and movements of the upper limb, in a general context of musculoskeletal disorders risk assessment at work. From now on, an advanced kinematic modeling that uses a MIMU placed on the scapula as well as a characterization of the system under magnetic disturbances represent two of the main scientific questions to explore.