

Identification de la cinématique de la colonne vertébrale sur la base des centrales inertielles IMU

Mémoire présenté par
Denis DENEIRE , Pierre-Yves LEGROS

en vue de l'obtention du grade de Master
ingénieur civil biomédical, ingénieur civil mécanicien

Promoteur(s)
Paul FISETTE

Lecteur(s)
Gabriel ABEDRABBO ODE, Renaud RONSSE , Christine DETREMBLEUR

Année académique 2017-2018

Abstract

Français :

La marche, bien qu'étant un mouvement faisant partie de notre quotidien, demeure un phénomène complexe qui peut être perturbé par plusieurs types de troubles. La colonne vertébrale a par ailleurs un impact non négligeable sur la cinématique de ce mouvement, et un patient atteint de scoliose subira inévitablement une altération au niveau de ses déplacements. C'est pour cette raison que les laboratoires de marche ont vu le jour et visent à analyser différents troubles locomoteurs afin d'optimiser les solutions thérapeutiques. Ce travail a pour but d'étudier la cinématique et la dynamique de la colonne vertébrale à l'aide d'un modèle multicorps et de centrales inertielles IMU – *Inertial Measurement Units* –. Composés d'accéléromètres, gyroscopes et de magnétomètres, ces capteurs constituent une solution alternative et plus pratique que le dispositif mis en place en laboratoire de marche. Leur fiabilité en terme de précision ainsi que leurs limitations seront exposées dans ce mémoire. Des pistes d'amélioration seront également proposées vis-à-vis de leur utilisation avec un modèle multicorps dans le cadre de l'analyse de la marche.

English :

Although gait is a movement part of our everyday life, it is a complex phenomenon which can be perturbed by several types of disorders. Besides, the vertebral column has a non negligible impact on the kinematics of this movement, and a scoliotic patient will inevitably suffer from displacement alterations. This is the reason why gait analysis laboratories have emerged, and aim to study locomotor disorders in order to optimize therapeutic solutions.

The purpose of the present work is to analyze the kinematics and dynamics of the vertebral column with the help of a multibody model combined with inertial motion sensors. Also called IMU –*Inertial Measurement Units*–, they are composed of accelerometers, gyroscopes and magnetometers. Those sensors constitute a more practical alternative than the existing gait laboratories facilities. Their reliability in terms of precision as well as their limitations will be exposed throughout this report. Guiding lines for improvement will also be proposed regarding their use with a multibody model for gait analysis.

Remerciements

Nous souhaiterions remercier toutes les personnes ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de ce mémoire et sans qui le travail qui suit n'aurait pas été possible :

Notre promoteur Paul Fisette de nous avoir suivi tout au long de l'année et d'avoir partagé son expérience avec nous ;

Gabriel Abedrabbo Ode pour son encadrement régulier, ses précieux conseils et sa bonne humeur ;

Aubain Verlé, Sébastien Timmermans, Nicolas Docquier pour leur patience vis-à-vis de nos questions et leur soutien en programmation Robotran/Matlab durant l'année ;

L'équipe encadrante du laboratoire de marche : Julien Lebleu, Christine Detrembleur pour leur expertise et leurs conseils ;

Mathilde Schinkus, pour son aide et sa disponibilité ;

Ainsi que tous les assistants et techniciens ayant partagé leur savoir sur les centrales inertiels avec nous.

Table des matières

Abstract	2
Remerciements	3
Table des figures	6
Liste des tableaux	9
Introduction	10
1 Etat de l'art des IMU applicables en biomécanique de la marche	13
1.1 Un type de capteur portable : l'IMU	13
1.2 Modèles IMU existants	14
1.2.1 x-IMU	14
1.2.2 MTi series	14
1.2.3 BMI	15
1.2.4 BNO055	15
1.2.5 MPU-6000 et MPU-9250	15
1.2.6 Physilog	16
1.2.7 InertiaCube4, IS-900, IS-1200, IS-1500	16
1.2.8 Tech IMU V4 series	17
1.2.9 IMU Sensor	17
1.2.10 myoMoTION	17
1.3 Capteur utilisé	19
2 Modélisation : outils numériques	20
2.1 Systèmes multicorps : notions de base	20
2.1.1 Caractéristiques des corps	21
2.1.2 Caractéristiques des articulations	22
2.1.3 Dynamique directe	22
2.1.4 Dynamique inverse	22
2.2 Robotran : un logiciel multicorps	23
2.3 Capteurs IMU : données d'intérêt	24
2.4 Utilisation d'un modèle avec les capteurs optocinétiques	26
2.5 Utilisation d'un modèle avec les capteurs IMU	27
2.6 Synchronisation des repères IMU avec le modèle	28
2.7 Synchronisation de deux signaux	29
2.8 Filtrage des signaux	31

3	Protocole de calibration	32
3.1	Matériel	33
3.2	Montage	33
3.3	Mouvements testés	33
3.4	Traitement des résultats après le laboratoire	35
3.5	Résultats et analyses	36
3.5.1	Rotation autour de l'axe $\hat{x}$	36
3.5.2	Rotation autour de l'axe $\hat{y}$	37
3.5.3	Rotation autour de l'axe $\hat{z}$	38
3.5.4	Mouvement aléatoire "lent"	40
3.5.5	Mouvement aléatoire "rapide"	41
3.5.6	Perturbation du magnétomètre	42
3.5.7	Conclusion sur les résultats de la calibration	42
4	Modèle biomécanique du corps humain	44
4.1	Degré de complexité	44
4.2	Description du modèle	45
4.2.1	Répartition des masses et des inerties	46
4.3	Limitations du modèle	48
5	Analyse de la cinématique et la dynamique sur la colonne vertébrale	49
5.1	Dispositif expérimental	49
5.2	Protocole	49
5.3	Résultats	52
5.3.1	Analyse cinématique	52
5.3.1.1	Marche à 6 [km/h]	52
5.3.1.2	Mouvements de flexion et de rotation	63
5.3.2	Analyse dynamique	69
6	Perspectives	72
6.1	Modèle	72
6.2	Capteur	73
6.3	Le futur des IMU...	74
	Conclusion	75
	Bibliographie	76
A	Schéma Robotran	79
A.1	Schéma du modèle avec les capteurs optocinétiques	79
A.2	Schéma du modèle avec les capteurs IMU	80
B	Code Matlab	81
B.1	dersplineFast	81
	Pages de notes	83

Table des figures

1	Cas de scoliose [1]	10
2	Schéma de la colonne vertébrale [2]	12
1.1	Dans l'ordre : MTi-1, MTi-10, Xsens MVN [3]	15
1.2	Architecture du prototype de monitoring de la colonne [4]	15
1.3	MPU-6000 et MPU-9250 de chez Invensense [5]	16
1.4	Capteurs Physilog [6]	16
1.5	Capteur Inertiacube4 [7]	16
1.6	Tech IMU V4 series [8]	17
1.7	IMU Sensor [9]	17
1.8	MyoMotion Sensor [10]	17
1.9	x-IMU [11]	19
1.10	Software adapté et fourni par l'UCL avec possibilité de connecter jusqu'à 7 IMU	19
2.1	A gauche, une structure en forme d'arbre. A droite, une structure présentant des boucles. [12]	20
2.2	Schéma d'une modélisation multicorps [12]	21
2.3	Schéma de fonctionnement du programme <i>Robotran</i> [13]	23
2.4	Rotations successives des angles d'Euler en Z-Y-X [12]	24
2.5	Gauche : indépendance des trois cardans. Droite : Blocage de cardan [14] .	25
2.6	Schéma bloc de la méthode de calcul [15]	26
2.7	Schéma des différents repères lors de l'utilisation d'un modèle avec un IMU.	28
2.8	Exemple interpolation par les "Cubic Spline" [16]	30
2.9	Signal d'une articulation lors de la marche non filtré au dessus et après l'application du filtre en-dessous.	31
3.1	Personne équipée des capteurs optocinétiques (Woluwe, 2017) [17]	32
3.2	Montage à l'état initial : le capteur IMU est fixé au centre du repère optocinétique situé au coin du tabouret	33
3.3	Séquence de mouvements réalisés au laboratoire : première ligne, depuis la position initiale, une rotation complète dans le sens anti-horloger suivi à la deuxième ligne d'une rotation complète dans le sens horloger. Après la séquence, le repère revient à sa position initiale.	34
3.4	Modélisation du montage du laboratoire	35
3.5	Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire . .	36
3.6	Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire	36
3.7	Différence entre les angles d'Euler du capteur et du repère optocinétique .	37
3.8	Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire . .	37
3.9	Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire	38

3.10	Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire . . .	38
3.11	Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire	39
3.12	Différence entre les angles d'Euler du capteur et du repère optocinétique .	39
3.13	Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire . .	40
3.14	Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire	40
3.15	Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire . .	41
3.16	Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire	41
3.17	Perturbation des magnétomètres due à l'apparition d'un champ électroma- gnétique	42
4.1	Plans et axes anatomiques dans l'espace	45
4.2	Modèle du haut du corps	45
4.3	Aperçu du modèle du haut du corps dans Robotran	46
5.1	Capteurs réfléchissants apposés sur le sujet	50
5.2	Initialisation des IMU sur le racle	50
5.3	Capteurs IMU apposés sur le sujet	51
5.4	Décomposition des mouvements de flexions et rotations.	51
5.5	Position angulaire de l'articulation R_x du pelvis lors de la marche sur tapis.	53
5.6	Position angulaire de l'articulation R_y du pelvis lors de la marche sur tapis.	53
5.7	Position angulaire de l'articulation R_z du pelvis lors de la marche sur tapis.	54
5.8	Différentes configurations des articulations pour une même orientation de chacun des corps.	55
5.9	Positions prises par les articulations R_x des lombaires et du haut du corps lors de la marche pour les capteurs optocinétiques.	56
5.10	Positions prises par les articulations R_y des lombaires et du haut du corps lors de la marche pour les capteurs optocinétiques.	56
5.11	Position angulaire de l'articulation R_x de la partie lombaire lors de la marche sur tapis.	57
5.12	Position angulaire de l'articulation R_y de la partie lombaire lors de la marche sur tapis.	57
5.13	Modèle du haut du corps modifié	58
5.14	Position angulaire de l'articulation R_x de la partie lombaire lors de la marche sur tapis après la simplification du modèle.	59
5.15	Position angulaire de l'articulation R_x du haut du corps lors de la marche sur tapis après la simplification du modèle.	59
5.16	Position angulaire de l'articulation R_y du haut du corps lors de la marche sur tapis après la simplification du modèle.	60
5.17	Position angulaire de l'articulation R_z du haut du corps lors de la marche sur tapis après la simplification du modèle.	60
5.18	Schéma bloc reprenant les étapes afin d'obtenir des résultats en conformité avec les capteurs optocinétiques.	61
5.19	Accélération de l'articulation T_z du pelvis lors de la marche sur tapis. . . .	62
5.20	Zoom sur l'accélération de l'articulation T_z du pelvis lors de la marche . .	62
5.21	Position angulaire des articulations R_x du pelvis lors des flexions	63
5.22	Position angulaire des articulations R_y du pelvis lors des flexions	63
5.23	Position angulaire des articulations R_z du pelvis lors des flexions	64
5.24	Position angulaire des articulations R_x des lombaires lors des flexions . . .	64

5.25	Positions prises par les articulations R_x par les lombaires et le haut du corps lors des flexions et rotations pour les capteurs optocinétiques.	65
5.26	Position angulaire des articulations R_x des lombaires lors des flexions . . .	66
5.27	Position angulaire des articulations R_x du haut du corps lors des flexions .	66
5.28	Position angulaire des articulations R_y du haut du corps lors des flexions .	67
5.29	Position angulaire des articulations R_z du haut du corps lors des flexions .	67
5.30	Représentation des composantes des efforts intervertébraux [18]	69
5.31	Composante sagittale de la force de cisaillement sur T6	69
5.32	Composante transverse de la force de cisaillement sur T6	70
5.33	Force normale agissant sur la vertèbre T6	70
5.34	Zoom sur la force normale agissant sur la vertèbre T6	71
5.35	Variation de la force normale et de l'accélération lors de la marche.	71
A.1	Modèle avec les capteurs optocinétiques dans MBsysPAD	79
A.2	Modèle avec les capteurs IMU dans MBsysPAD	80

Liste des tableaux

1.1	Liste des IMU potentiellement utilisables en biomécanique de la marche [19] [20] [21] [3] [22] [11]	18
4.1	Coefficients de prédiction des masses [23][24]	47
4.2	Valeurs générales relatives. Les ratios de masse sont relatifs à la masse corporelle tandis que les ratios de centre de masse et de rayon de giration sont relatifs aux distances aux extrémités. [24]	47
4.3	Valeurs relatives au sujet [24]	47
4.4	Inerties relatives au sujet en $[kg.m^2]$ par rapport aux centres de masses, aux points proximaux ainsi qu'à la vertèbre T12 (en bleu) [23][24]	48
5.1	Récapitulatif des résultats obtenus pour les articulations lors de la marche	61
5.2	Récapitulatif des résultats obtenus pour les articulations lors des flexions .	68

Contexte

La marche, bien qu'étant un mouvement faisant partie de notre quotidien, demeure un phénomène complexe qui peut être perturbé par plusieurs types de troubles. Ceux-ci peuvent être la cause d'origines multiples tels que des troubles nerveux ou encore ostéo-articulaires. Dans cette optique, la colonne vertébrale a un impact non négligeable sur la cinématique de la marche. De ce fait, un patient scolastique, dû à une configuration différente de sa colonne, subira une altération lors de ses déplacements de marche. La cinématique de cette dernière sera dès lors complètement différente de celle d'un sujet sain. [25]

La scoliose touche environ 1 à 4% de la population générale selon les études [26]. Bien que la colonne vertébrale présente naturellement une légère scoliose, c'est-à-dire une courbure naturelle nécessaire au bon équilibre du corps, quand cette dernière est trop prononcée ou dévie de manière anormale, il sera alors question de scoliose en tant que maladie pathologique. La scoliose est classée selon certains degrés de sévérité et dépend principalement de facteurs tels que la localisation de la déformation, la courbure de celle-ci ou encore le potentiel de croissance du patient [27]. Toutefois, le traitement requis pour la plupart des cas n'implique pas de chirurgie mais plutôt de la physiothérapie avec des séances de kinésithérapie ou l'apposition d'un corset. L'intervention chirurgicale d'un médecin n'est nécessaire que pour les cas les plus sévères. [28, 29]



FIGURE 1 – Cas de scoliose [1]

Lors de l'intervention, le chirurgien devra réaliser et mettre en place différentes solutions en fonction de la trajectoire prise par la colonne vertébrale. La connaissance de cette dernière est donc essentielle quant au bon déroulement de l'opération mais également pour le bon rétablissement du patient. [30]

Suite à l'évolution des technologies, les laboratoires de marche ont vu le jour. Ceux-ci visent à analyser les différents troubles locomoteurs afin d'optimiser les solutions thérapeutiques. Ils ont également comme objectif de quantifier et prédire les effets d'une thérapie prescrite à un patient. La scoliose fait notamment partie des sujets auxquels s'intéressent les laboratoires pour permettre une meilleure planification de l'intervention chirurgicale. [31]

Objectif

Ce travail vise à analyser la cinématique de la colonne vertébrale à l'aide d'un modèle multicorps de cette dernière et de l'utilisation de centrales inertielles. Egalement appelées *Inertial Measurement Unit* (IMU), ce sont des capteurs composés d'accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres. Ils rendent possible l'analyse de mouvement à six degrés de liberté. Afin de procéder à de plus amples recherches, les deux questions principales posées étaient :

1. Quelle est la validité et quelles sont les limitations dans l'utilisation de centrales inertielles dans le cadre de l'analyse cinématique de la colonne vertébrale lors d'un mouvement de marche ?
2. A partir des résultats obtenus avec les IMU, quelles sont les conséquences au niveau de la dynamique de la colonne ?

L'objectif principal du mémoire est donc de proposer une solution alternative aux capteurs optocinétiques utilisés dans les laboratoires de marche. Cette solution alternative est rendue possible grâce à l'évolution des technologies en matière d'acquisition de données. En effet, la commercialisation des IMU permet leur usage dans le cadre d'une analyse cinématique. L'objectif secondaire sera, sur base des données acquises et du modèle cinématique établi, d'évaluer les efforts intervertébraux pouvant s'appliquer au sein de la colonne lors d'un mouvement de marche.

Le premier chapitre de ce mémoire s'intéressera à l'état de l'art des différents types d'IMU applicables dans le cadre d'une analyse cinématique de la marche, afin de voir quelles ont déjà été les solutions proposées jusqu'à présent. Cette partie se termine par la présentation des fonctionnalités du capteur IMU retenu pour l'utilisation dans le cadre de l'analyse cinématique de la marche.

Le second chapitre a pour but de mettre à disposition les outils mathématiques pour la bonne compréhension des résultats obtenus par la suite. Elle se clôture par les techniques de synchronisation des signaux ainsi que par les méthodes de filtrage mises en place.

Dans le troisième chapitre, le protocole de calibration sera exposé et résumera la manière dont le capteur inertiel a été quantifié en termes de précision et de fiabilité.

Le modèle biomécanique du corps humain réalisé pour cette étude sera expliqué dans le quatrième chapitre. Son degré de complexité, sa fidélité vis-à-vis de la réalité ainsi que ses limitations seront discutés.

Le cinquième chapitre présentera une analyse de sensibilité des erreurs sur la cinématique, afin de valider les résultats obtenus grâce au modèle. Le calcul des efforts intervertébraux sur base des masses et inertie du haut du corps y sera également présenté.

Enfin, le dernier chapitre de ce mémoire proposera des pistes d'amélioration pour les points qui n'ont pas pu être approfondis .

Anatomie de la colonne vertébrale

Avant de plonger dans le vif du sujet, il peut être intéressant de rappeler au lecteur quelques notions d'anatomie. La colonne vertébrale est composée de 33 vertèbres se divisant en plusieurs groupes : sept vertèbres cervicales, douze thoraciques, cinq lombaires, cinq sacrées et quatre coccygiennes. Elle constitue le support du dos chez les mammifères et protège la moelle épinière en son sein. Dans le milieu clinique, les vertèbres cervicales, thoraciques, lombaires ou sacrales sont couramment appelées par la première lettre de la région à laquelle elles appartiennent – C, T, L, S – suivi du numéro indiquant leur position dans la région. En ce sens, la 7e vertèbre thoracique sera nommée T7 et la première vertèbre cervicale C1 par exemple. Les vertèbres sacrales et coccygiennes sont soudées et forment respectivement le sacrum et le coccyx. Entre chaque vertèbre se situent des disques intervertébraux qui assurent les mouvements de la colonne de par leur nature élastique. [32]

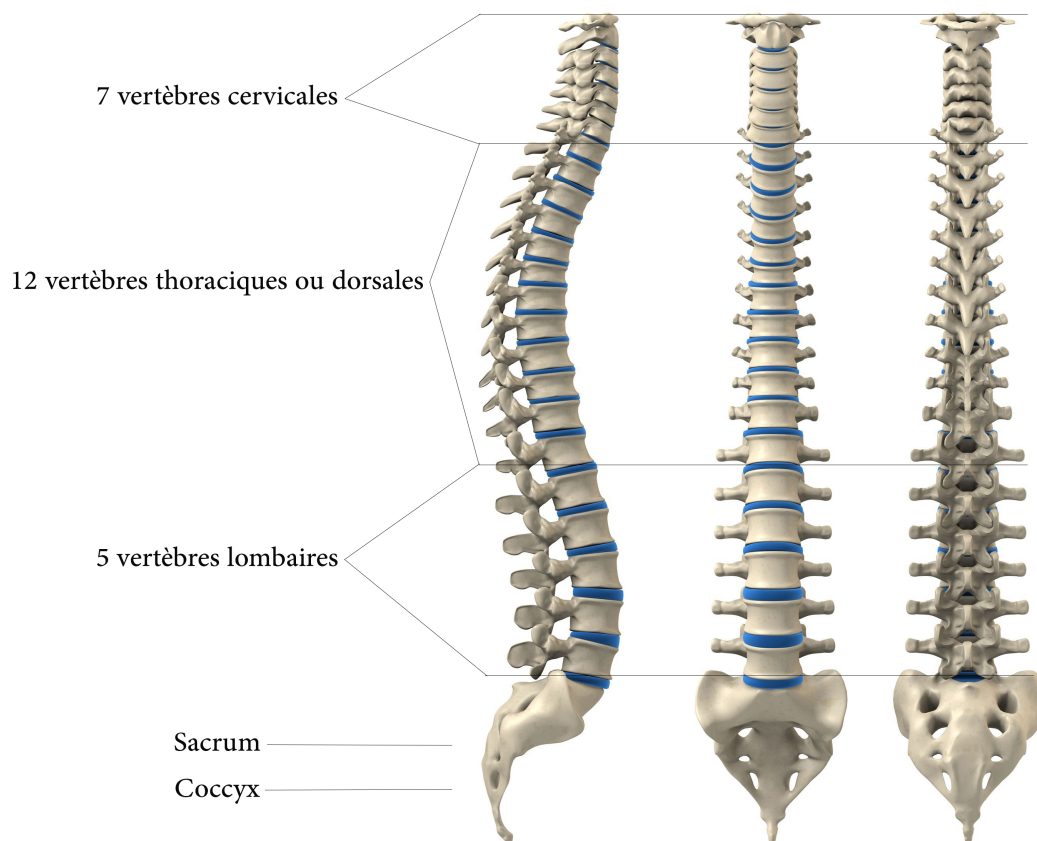


FIGURE 2 – Schéma de la colonne vertébrale [2]

1

Etat de l'art des IMU applicables en biomécanique de la marche

De nos jours, les systèmes d'analyse de marche ont un rôle primordial lorsqu'il s'agit d'améliorer la qualité de vie des individus en réhabilitation, et ce pour toutes les tranches d'âge. En effet, un monitoring constant récupérant les données de la marche du patient au cours du temps permet d'établir un diagnostic précis du traitement à fournir. Parmi les techniques de prise de mesure actuelles, le "golden standard" demeure un système de suivi de mouvement au moyen de caméras et de capteurs réfléchissants, renvoyant la position du sujet à tout instant. Mais depuis le début du 21^e siècle, une autre technique de mesure via capteurs portables a émergé et se montre de plus en plus performante. Dans cette catégorie, les IMU "*Inertial Measurement Unit*" combinent accéléromètre, gyroscope et magnétomètre afin de mesurer l'accélération, la vitesse angulaire ainsi que le champ magnétique respectivement[33]. Le présent chapitre a pour but de décrire l'intérêt des IMU dans le cadre de l'analyse de la marche, et d'avoir une idée des appareils que l'on peut trouver sur le marché avec leurs avantages et inconvénients comparé à d'autres systèmes d'analyse de marche.

1.1 Un type de capteur portable : l'IMU

Les capteurs portables incluent ceux mesurant la pression ou la force, les accéléromètres, gyroscopes, les capteurs ultrasoniques, les inclinomètres, goniomètres ainsi que les IMU. Selon les paramètres que l'on souhaite analyser lors de la marche, ces capteurs peuvent être placés sur différentes parties du corps. Ils présentent un réel potentiel pour les traitements ambulatoires avec un suivi continu du patient. Ils pourraient notamment détecter des risques de chute chez les patients plus âgés, fournir un monitoring continu pour la réhabilitation d'un sujet blessé, ou même encore établir le diagnostic et le traitement conséquent à prescrire pour des personnes atteintes de maladies neurologiques. [34]

Concernant l'analyse de la marche, les capteurs compris dans un IMU –accéléromètre, gyroscope, magnétomètre – sont les plus utilisés de par leur capacité à faire ressortir les données les plus pertinentes pour une telle analyse. En effet, plusieurs accéléromètres attachés au patient permettent de suivre son accélération lors d'un déplacement, la durée de son cycle de marche ou encore le nombre de pas effectués. Quant au gyroscope, son axe de rotation est insensible au basculement de l'assemblage selon les principes de conservation de moment angulaire, ce qui en fait un instrument fiable pour mesurer la vitesse angulaire. Il peut également être utilisé pour déterminer la posture d'un patient avec l'angle de ses articulations. Enfin, le magnétomètre est présent au sein de l'IMU afin de détecter le

champ magnétique environnant. Cela permet de calibrer correctement le capteur pour éviter des éventuelles déviations pouvant être causées par des structures métalliques. Tout cela dans le but d'avoir une mesure plus précise de l'orientation du sujet en mouvement. [35]

Un intérêt majeur des IMU dans le cadre du monitoring d'un humain est leur miniaturisation de plus en plus importante, faisant en sorte qu'ils peuvent être intégrés n'importe où sur le corps. Cela permet un suivi complet du sujet en matière de localisation dans l'espace, de l'initiation du mouvement jusqu'à l'arrêt. Cependant, une limite peut déjà être soulignée pour les applications dynamiques qui nécessitent un haut taux de collecte de données afin d'avoir une estimation précise, ce qui constitue un des challenges pour leur développement. La performance d'un IMU peut être déterminée de par la largeur de sa bande passante, sa déviation, sa linéarité ou encore le taux d'échantillonnage de l'appareil.

1.2 Modèles IMU existants

A l'instant présent, beaucoup d'entreprises sont en concurrence sur le marché florissant des capteurs IMU. D'où la constante amélioration de leurs performances afin de pouvoir être plus compétitif sur le marché. Des efforts constants dans le secteur de la recherche sont également fournis afin de miniaturiser les dispositifs.

1.2.1 x-IMU

L'*x-IMU* mis à disposition dans le cadre de ce mémoire possède un gyroscope, un accéléromètre ainsi qu'un magnétomètre, le classant dans la catégorie non seulement des IMU, mais aussi AHRS (Attitude Heading Reference System)¹. Chaque IMU est fourni dans son boîtier avec une batterie intégrée et des ports auxiliaires permettant de connecter une batterie externe si nécessaire. Les capteurs et algorithmes encodés travaillent de pair pour récolter les données en temps réel, et ce par USB ou Bluetooth. Ces données peuvent également être enregistrées sur une carte SD afin d'être traitées par la suite. L'appareil est utilisable directement avec une interface utilisateur (*Graphical user interface "GUI"*) développé par x-io Technologies.

1.2.2 MTi series

Produits par la société *XSens*, la série des *MTi-1* consiste en des modules IMU miniatures commandables en grande quantité. Les autres versions de type IMU et AHRS sont les *MTi-10* et *MTi-100* fort utilisés dans l'industrie. Il est intéressant de mentionner que cette même entreprise propose également un système de prise de mesure sur le corps humain dans son entièreté, et ce par le moyen d'une combinaison complète (*XSense MVN*) incluant 17 capteurs inertiels. Ces derniers sont résistants aux chocs et intégrés dans des sangles faciles à mettre en place. Un software est également fourni pour voir les mesures avec visualisation 3D en temps réel et pour récolter les données du mouvement. La figure 1.1 reprend les différents modèles venant d'être présentés.

1. Un AHRS est défini comme étant un système composé de capteurs fournissant des informations sur l'orientation d'un objet dans les 3 axes de l'espace grâce à l'accélération et aux champs magnétiques environnants. La principale différence avec un IMU étant le fait qu'il comprend un système de traitement des données intégré, tandis qu'un IMU standard a besoin d'être connecté à un appareil supplémentaire pour traiter les données.



FIGURE 1.1 – Dans l'ordre : MTi-1, MTi-10, Xsens MVN [3]

1.2.3 BMI

La gamme *BMI (160 et 055)* de *Bosch Sensortec* se compose d'un accéléromètre et d'un gyroscope. Ces IMU sont adaptés pour des applications mesurant le mouvement et les vibrations comme dans un smartphone, des télécommandes ou des manettes gaming typiquement.

1.2.4 BNO055

Egalement produite par *Bosch Sensortec*, ce capteur est équipé d'un magnétomètre en plus à l'inverse des deux précédents modèles cités. Il convient à des applications en robotique, gaming, et industriels. Il a d'ailleurs déjà été utilisé dans le prototype d'une étude récente pour surveiller les mouvements de la colonne vertébrale [4]. La figure 1.2 décrit le hardware qu'ils ont utilisé : trois exemplaires du *BNO055* couplés avec un microcontrôleur wifi-compatible ainsi qu'un système de monitoring pour surveiller l'état de la colonne en temps réel. Ce prototype est encore en cours de validation en laboratoire et doit être comparé en termes de précision aux systèmes optocinétiques utilisés actuellement

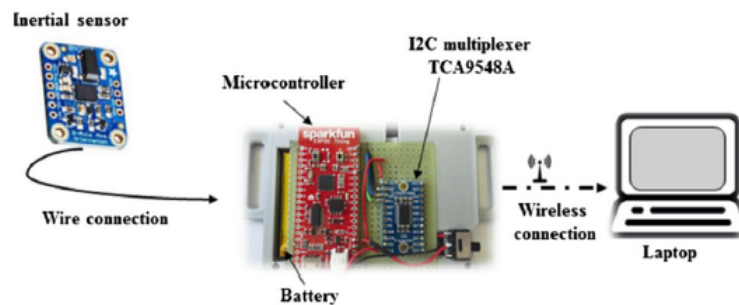


FIGURE 1.2 – Architecture du prototype de monitoring de la colonne [4]

1.2.5 MPU-6000 et MPU-9250

L'équipe de Macedo et al. [36] a combiné un *MPU-6000* incluant un gyroscope et un accéléromètre 3 axes de chez *InvenSense* d'une part, avec une boussole numérique 3 axes *IC HMC5883L* produit par *Honeywell* d'autre part. Le but de leur recherche était de concevoir un système de capture du mouvement sans fil qui soit facile à mettre en place dans le cadre d'un programme de réhabilitation.

Tolza et al. [37] ont utilisé le système *Swimbot* incluant un CPU 1.2 GhZ M200 fonctionnant sous *Android 5.1* avec le *MPU-9250* étant un IMU 9 axes 16 bits produit par *InvenSense*. Ce dispositif a été placé sous le bonnet d'un nageur dans le but d'obtenir un feedback en temps réel de ses performances. Leurs mesures ont été validées via un système manuel d'analyse vidéo (Deux caméras VIRB [38]) ainsi qu'avec le système de capture de mouvement *Optitrack*. Ils ont obtenu sur dix essais une erreur sur les valeurs de rotation inférieure à 5° .



FIGURE 1.3 – MPU-6000 et MPU-9250 de chez InvenSense [5]

1.2.6 Physilog

Une étude menée par Fasel et al. [39] sur des skieurs alpins avait pour but de proposer un système permettant de réduire la dérive d'IMU lorsqu'ils sont couplés à plusieurs. Pour réaliser cela, six capteurs *Physilog* produits par *Gait up* ont été disposés sur les jambes, les cuisses, le sacrum et le sternum des skieurs. Comparées à un système de référence multi-caméras, les mesures obtenues par les capteurs présentaient une précision moyenne entre 3.9° et 6° .



FIGURE 1.4 – Capteurs Physilog [6]

1.2.7 InertiaCube4, IS-900, IS-1200, IS-1500

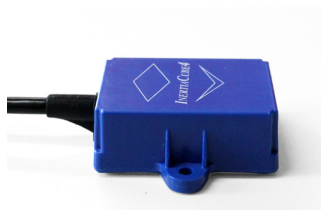


FIGURE 1.5 – Capteur Inertiacle4 [7]

Intersense est une entreprise proposant des solutions industrielles de systèmes de capture de mouvement, notamment pour la position, la navigation ou la stabilisation. Deux types de produits ressortent en vue d'une application pour analyse de la marche : les *InertiaCube4* possédant 3 degrés de liberté, ou bien la série des *IS-XXX* ayant 6 degrés de liberté. La première solution rentre dans la catégorie des capteurs

d'orientation et possède une connectivité Bluetooth. Elle est plus adaptée pour tout ce qui concerne la capture de mouvements de par sa taille minimisée et est plus abordable en termes de prix. Les *IS-900*, *IS-1200* et *IS-1500* sont des modèles très répandus dans les simulations militaires et industrielles, mais sont aussi utilisés pour de la réalité augmentée et des applications robotiques. Ce sont des systèmes combinant technologies optiques et inertielles et qui sont immunisés aux interférences métalliques.

1.2.8 Tech IMU V4 series



FIGURE 1.6 – Tech IMU V4 series [8]

La société *Technaid* propose des solutions innovatrices dans les domaines de la biomécanique et de la capture de mouvements pour de la réhabilitation. Leurs modèles *IMU V4* récoltent les données cinématiques, dynamiques et d'orientation par le biais d'accélérateurs, gyroscopes et magnétomètres. Ils peuvent être fournis avec 3 types de connectique : CAN (Controller Area Network), MCS (Motion Capture System) ou USB. Dans l'ensemble, ce sont des modèles légers, compacts et robustes qui peuvent être facilement mis en place pour des applications de capture de mouvements humains ou robotiques.

1.2.9 IMU Sensor

IMeasureU est spécialisé dans la conception de systèmes de capture à des fins militaires, sportifs ou de réhabilitation biomécanique. Leurs IMU sont des modèles compacts connectibles via WiFi ou Bluetooth, et possédant 9 axes avec une capacité d'échantillonnage pouvant atteindre 1 kHz.



FIGURE 1.7 – IMU Sensor [9]

1.2.10 myoMoTION

L'entreprise américaine *Noraxon* est leader dans le domaine de la biomécanique et de la recherche en électromyogramme (EMG) et cinématique du corps humain depuis 25 ans. Leur système d'IMU sans fil comprend 3 degrés de liberté et fournit toutes les données d'accélération ou d'orientation.



FIGURE 1.8 – MyoMotion Sensor [10]

TABLE 1.1 – Liste des IMU potentiellement utilisables en biomécanique de la marche [19] [20] [21] [3] [22] [11]

Modèle	Fabricant	Range gyro [°/s]	Range accel [G]	Dimensions [mm]	Poids [g]	Prix
x-IMU (sans protection)	x-io Technologies	2000	± 8	33x42x10	12	£249
x-IMU (avec protection)	x-io Technologies	2000	± 8	57x38x21	49	£309
MTi 1-series	Xsens	2000	± 16	12.1x12.1x2.6	0.66	€129 (pack de 20)
MTi 10-series	Xsens	450	± 20	57x42x23.5	52	NC
BMI055	Bosch Sensortec	2000	± 16	3.0x4.5x0.95	0.07	\$2.6
BMI160	Bosch Sensortec	2000	± 16	2.5x3.0x0.8	0.04	\$0.71
BNO055	Bosch Sensortec	2000	± 16	3.8x5.2x1.13	0.15	€9.34
MPU-6000	InvenSense	2000	± 16	4x4x0.9	NC	\$5.9
MPU-9250	InvenSense	2000	± 16	3x3x1	NC	\$5.95
Physilog	Gait Up	2000	± 16	26.5x47.5x10	11	€500
InertiaCube4	InterSense	2000	± 16	36.6x27.7x13.8	11	\$600
Tech IMU V4-Series	Technaid	2000	± 16	36x26x10	10	NC
IMU Sensor	IMeasureU	2000	± 16	40x28x15	12	NC
myoMoTION	Noraxon	2000	± 16	NC	NC	NC

1.3 Capteur utilisé

Le modèle *x-IMU* employé dans le cadre de cette étude renvoie comme mesures les accélérations, angles d'Euler, quaternions, matrices de rotation, la température et l'intensité du champ magnétique environnant. Des algorithmes intégrés permettent de renvoyer en temps réel l'orientation relative du capteur par rapport à la Terre, mais permettent également l'enregistrement des données sur carte SD pour du post-traitement comme il a été réalisé pour cette étude. La fréquence d'échantillonnage de ce capteur peut atteindre jusqu'à 512 Hz. Les commandes 'initialise' et 'tare' illustrées sur la Figure 1.10 permettent de calibrer le capteur avant utilisation. Le software fourni permet de convertir les données en format adéquat afin de les traiter dans MATLAB.



FIGURE 1.9 – x-IMU [11]

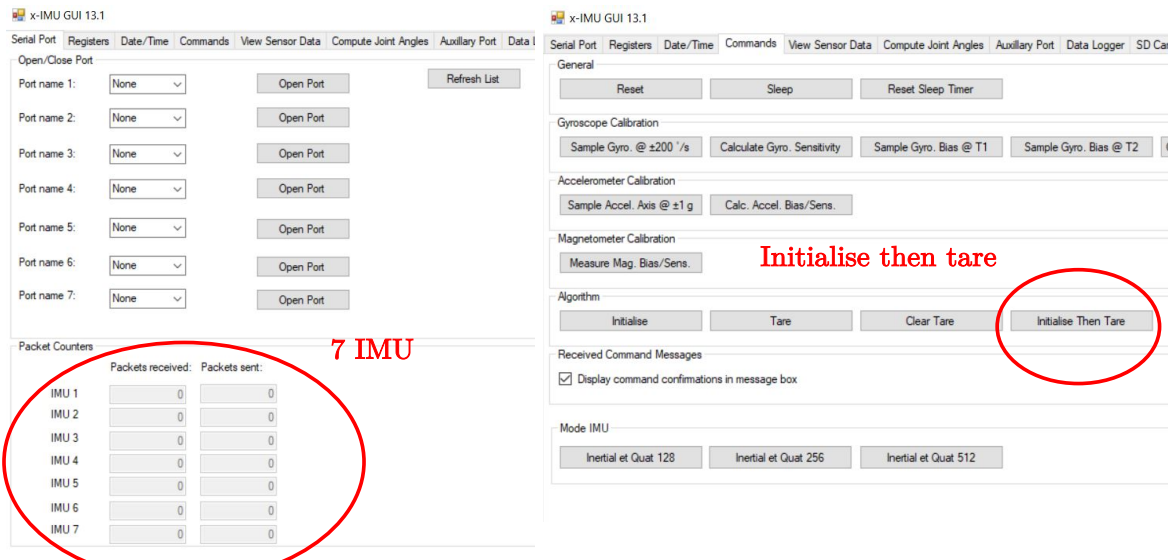


FIGURE 1.10 – Software adapté et fourni par l'UCL avec possibilité de connecter jusqu'à 7 IMU

Un des principaux avantages de ce modèle IMU est sa facilité de connexion avec un ordinateur (via Bluetooth ou câble USB) et le recueil des données au moyen d'une carte SD pour les traiter a posteriori. L'accéléromètre ainsi que le gyroscope renvoient directement les données d'intérêt de cette étude qui seront détaillées dans la section suivante. Le caractère opensource du code fourni avec l'appareil est également un gros avantage si l'utilisateur lambda souhaite remanier certains algorithmes intégrés au capteur.

Cependant, il est important de noter un inconvénient rencontré suite à l'utilisation de ces centrales inertielles. En effet, un phénomène de déviation par rapport à l'axe vertical a été rencontré lors de l'utilisation de celles-ci. De plus, au vu de l'état de l'art, certaines centrales inertielles paraissent plus performantes que celles qui ont été utilisées dans cette étude. L'UCL travaillait toutefois déjà avec le modèle x-IMU depuis plusieurs années et possédait l'expertise en la matière, ce qui a dirigé cette étude vers l'utilisation de celles-ci. Les résultats en termes de précision seront présentés dans le chapitre Protocole de calibration de ce rapport.

2

Modélisation : outils numériques

Ce chapitre a pour objectif de donner les outils mathématiques afin de comprendre les résultats obtenus lors des expériences mais également d'être capable d'interpréter un système multicorps. Il commence par les notions de bases d'un tel système pour ensuite parler des données d'intérêt d'un capteur IMU. Il se poursuit par l'explication du fonctionnement d'un modèle multicorps avec les capteurs IMU ou bien optocinétiques. Finalement, le chapitre se clôture par une explication de la synchronisation des repères intertiels entre les capteurs IMU et optocinétiques ainsi que la synchronisation et la filtrage de leurs signaux.

2.1 Systèmes multicorps : notions de base

Afin de comprendre les démarches effectuées dans la suite de ce rapport, il est important que le lecteur possède les notions de base en multicorps pour bien comprendre le travail effectué. **Cette section est essentiellement un résumé de la documentation que l'on peut trouver sur le site Robotran. Pour plus d'informations sur le sujet, il est conseillé d'aller directement consulter cette dernière sur le site ¹.**

Un système multicorps est un système composé de N corps connectés à l'aide d'articulations. Une structure en forme d'arbre est utilisée afin de représenter la topologie du système, de ce fait, à chaque fois ce dernier présente une boucle, une procédure particulière est utilisée afin d'ouvrir celles-ci et de restaurer une structure en forme d'arbre (voir Figure 2.1).

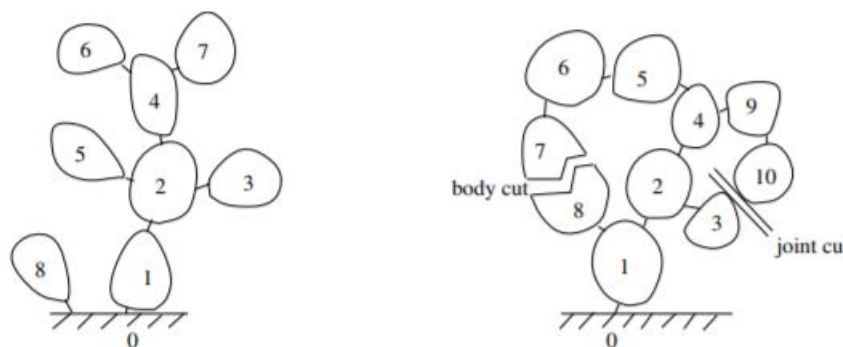


FIGURE 2.1 – A gauche, une structure en forme d'arbre. A droite, une structure présentant des boucles. [12]

1. www.robotran.be

2.1.1 Caractéristiques des corps

Dans la Figure 2.2, un corps i est représenté ainsi que son corps parent h et son corps enfant j . Une articulation qui précède un corps a le même index que ce dernier et est défini entre deux points d'ancrage : O^i sur le corps parent h et O'^i sur le corps i . De ce fait, les points d'ancrage sont les coordonnées où l'articulation commence et où elle se termine. Les différentes quantités sont introduites afin de décrire un corps i :

- $\mathbf{d}^j$ est le vecteur articulation qui relie sur le corps i le point d'ancrage O'^i et le second point d'ancrage O^j . Le corps i étant rigide, les composantes de $\mathbf{d}^j$ sont constantes dans le repère
- l^i est le vecteur position du centre de masse $\mathbf{CM}^i$ dans le corps i par rapport au point O'^i . Les composantes de l^i sont constantes dans le repère $\{X^i\}$.
- m^i est la masse du corps i .
- I^i la matrice symétrique d'inertie du corps i par rapport au centre de masse $\mathbf{CM}^i$. Les composantes de I^i sont constantes dans le repère $\{X^i\}$.

Les forces et les couples sont décomposés en trois catégories :

1. Les couples et les forces d'articulation qui agissent sur le corps i via le corps enfant et parent.
2. La force gravitationnelle qui est exprimée selon ses trois composantes par rapport au repère inertiel dans le vecteur $\mathbf{g}$.
3. Les forces et les couples externes qui sont repris respectivement dans les vecteurs F_{ext}^i et L_{ext}^i .

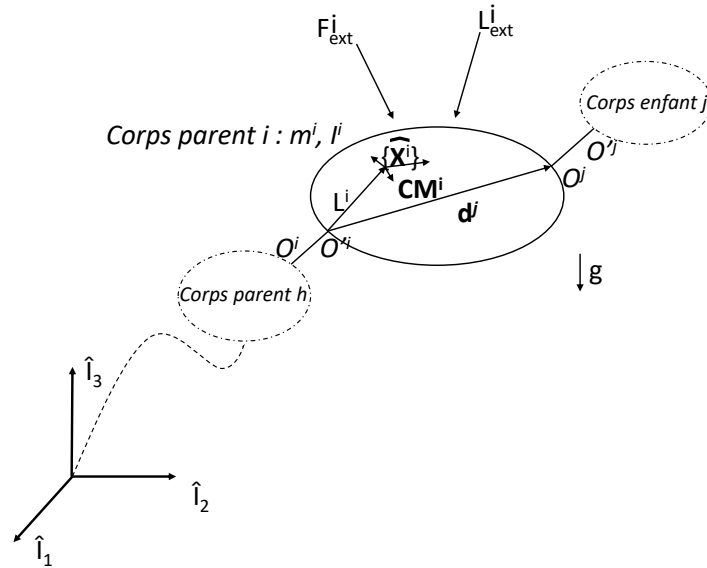


FIGURE 2.2 – Schéma d'une modélisation multicorps [12]

2.1.2 Caractéristiques des articulations

Les articulations représentent les mouvements relatifs entre les corps et sont supposées sans masse. Les valeurs de leur position, vitesse et accélération sont reprises respectivement dans les vecteurs : $\mathbf{q}$, $\dot{\mathbf{q}}$, $\ddot{\mathbf{q}}$. Chaque articulation possède un degré de liberté soit en translation, soit en rotation. Celles permettant des translations sont notées à l'aide de la lettre T tandis que celles permettant une rotation sont notées R . Ce formalisme sera repris dans les figures du rapport afin d'expliquer les différents modèles réalisés.

2.1.3 Dynamique directe

La dynamique directe est utilisée afin de calculer les accélérations des coordonnées généralisées $\ddot{q}$ pour une certaine configuration $(q, \dot{q})$ où des forces et des couples sont appliqués.

$$\ddot{q} = f(q, \dot{q}, forces, couples, \delta) \quad (2.1)$$

Les équations de la dynamique directe sont utilisées afin de prédire le mouvement d'un système à partir d'une configuration initiale $(q(t=0), \dot{q}(t=0))$. L'équation décrivant la dynamique directe est la suivante :

$$M(q, \delta)\ddot{q} + c(q, \dot{q}, \delta, forces_{ext}, couples_{ext}, g) = Q(q, \dot{q}) \quad (2.2)$$

Dans l'équation (2.2) :

- $M [n * n]$ est la matrice de masse symétrique.
- $c [n * 1]$ est le vecteur dynamique non linéaire qui contient les termes gyroscopiques, centrifuges et de gravité mais aussi les termes des forces et des couples externes.
- $q [n * 1]$ contient les coordonnées généralisées.
- $\delta [10n * 1]$ rassemble les paramètres dynamiques du système et les matrices d'inertie.
- $Q [n * 1]$ contient les forces sur les articulations.

2.1.4 Dynamique inverse

La dynamique inverse est le calcul des forces (couples) Q sur les articulations qui sont appliquées pour une certaine configuration du système $(q, \dot{q}, \ddot{q})$ pour laquelle des forces et des couples externes sont appliqués :

$$Q = \phi(q, \dot{q}, \ddot{q}, \delta, forces_{ext}, couples_{ext}, g) \quad (2.3)$$

2.2 Robotran : un logiciel multicorps

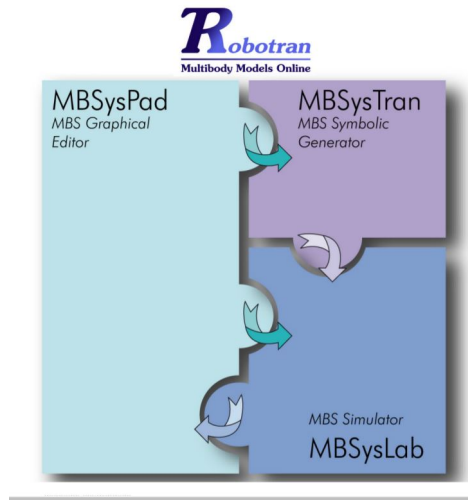


FIGURE 2.3 – Schéma de fonctionnement du programme *Robotran* [13]

Les modèles multicorps réalisés dans ce rapport sont développés à l'aide du logiciel de l'UCL *Robotran*. Il s'agit d'un logiciel puissant capable de concevoir des modèles multicorps et de résoudre les équations de la cinématique et de la dynamique. La partie du programme *MBSysPAD graphical editor* permet de dessiner le modèle réalisé. Ensuite, les équations du modèle multicorps peuvent être générées à l'aide de *MBSysTran* en Matlab ou en C. Ces dernières sont directement mises en lien avec le programme *MBSysLab*. Finalement, une animation 3D peut être exécutée via *MBSysPad*. Le schéma de fonctionnement de *Robotran* est repris à la Figure 2.3.

2.3 Capteurs IMU : données d'intérêt

Dans l'optique d'établir un modèle cinématique de la colonne vertébrale, les données importantes renvoyées par l'IMU sont les accélérations et les angles d'Euler. Ces derniers sont définis par trois rotations successives illustrées sur la Figure 2.4 avec :

- Une rotation autour de l'axe $\hat{z}$ d'un angle ψ
- Une rotation autour de l'axe actuel $\hat{y}$ d'un angle θ
- Une rotation autour de l'axe actuel $\hat{x}$ d'un angle ϕ

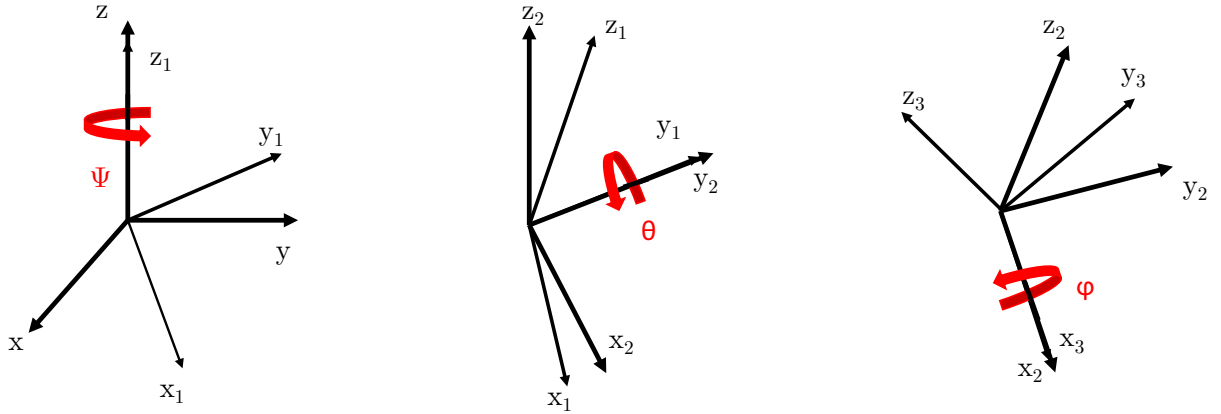


FIGURE 2.4 – Rotations successives des angles d'Euler en Z-Y-X [12]

La matrice de rotation résultante est exprimée comme suit :

$$\begin{aligned}
 R &= Rot(z, \psi) Rot(y, \theta) Rot(x, \phi) \\
 &= \begin{bmatrix} \cos(\theta)\cos(\psi) & \sin(\phi)\sin(\theta)\cos(\psi) + \cos(\phi)\sin(\psi) & -\cos(\phi)\sin(\theta)\cos(\psi) + \sin(\phi)\sin(\psi) \\ -\cos(\theta)\sin(\psi) & -\sin(\phi)\sin(\theta)\sin(\psi) + \cos(\phi)\cos(\psi) & \cos(\phi)\sin(\theta)\sin(\psi) + \sin(\phi)\cos(\psi) \\ \sin(\theta) & -\sin(\phi)\cos(\theta) & \cos(\phi)\cos(\theta) \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{2.4}$$

D'autres paramètres intéressants calculés par l'IMU et intrinsèquement liés aux angles d'Euler sont les quaternions. De manière simplifiée, ceux-ci sont des nombres complexes définis dans l'espace 3D. Un quaternion est une collection de quatre paramètres où le premier est un scalaire et les trois autres sont des vecteurs définis dans l'espace tridimensionnel. Un quaternion peut être représenté sous la forme :

$$q_0 + q_1\mathbf{i} + q_2\mathbf{j} + q_3\mathbf{k} \tag{2.5}$$

avec comme relation importante

$$i^2 = j^2 = k^2 = ijk = -1 \tag{2.6}$$

A noter que les quaternions renvoyés par l'IMU peuvent être utilisés pour obtenir les matrices de rotation ainsi que les angles d'Euler. En effet, la matrice de rotation des quaternions est définie comme :

$$R = \begin{pmatrix} q_0^2 + q_1^2 - q_2^2 - q_3^2 & 2(q_1q_2 - q_0q_3) & 2(q_1q_3 + q_0q_2) \\ 2(q_2q_1 + q_0q_3) & q_0^2 - q_1^2 + q_2^2 - q_3^2 & 2(q_2q_3 - q_0q_1) \\ 2(q_3q_1 - q_0q_2) & 2(q_3q_2 + q_0q_1) & q_0^2 - q_1^2 - q_2^2 + q_3^2 \end{pmatrix} \tag{2.7}$$

Le quaternion q dans la matrice de rotation R est identifié comme un ensemble de paramètres d'Euler pour la description d'une rotation finie. Selon le théorème d'Euler sur celles-ci, les rotations dans l'espace peuvent toujours être décrites par une rotation selon un certain axe et d'un certain angle. Avec un vecteur e_μ et un angle de rotation μ , on peut définir les paramètres d'Euler comme étant :

$$\begin{aligned} q_0 &= \cos\left(\frac{\mu}{2}\right) \\ \mathbf{q} &= \sin\left(\frac{\mu}{2}\right) \mathbf{e}_\mu \end{aligned} \quad (2.8)$$

Du fait que le théorème de rotation d'Euler stipule qu'une rotation arbitraire peut être décrite par seulement trois paramètres, une relation doit exister entre ces quatre quantités et est décrite comme suit :

$$q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2 = 1 \quad (2.9)$$

Un avantage des quaternions par rapport aux angles d'Euler réside dans le fait qu'ils permettent d'éviter le phénomène de blocage de cardan. Ce dernier se traduit par la perte d'un degré de liberté ce qui résulte en une perte potentielle de données. En effet, si l'on reprend les matrices de rotation de l'équation 2.4, avec $\phi \in [-\pi, \pi]$ et $\theta \in [0, \pi]$, en supposant que $\theta = 0$, on obtient :

$$R = \begin{bmatrix} \cos(\phi + \psi) & -\sin(\phi + \psi) & 0 \\ \sin(\phi + \psi) & \cos(\phi + \psi) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

Il en découle qu'une variation de ϕ et ψ n'affecteront pas θ , un degré de liberté a été perdu. Ceci est illustré sur la figure 2.5.

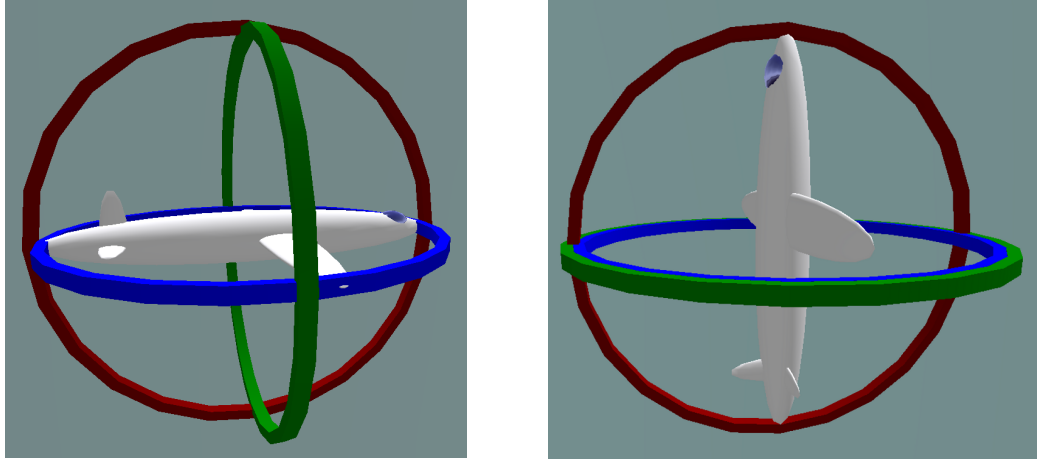


FIGURE 2.5 – Gauche : indépendance des trois cardans. Droite : Blocage de cardan [14]

Il est également possible de calculer les angles d'Euler selon la séquence 'ZYX'² à partir des matrices de rotations.

$$\begin{cases} \theta_x &= \text{atan2}(R(3, 2), R(3, 3)) \\ \theta_y &= -\text{atan}\left(\frac{R(3, 1)}{\sqrt{1 - R(3, 1)^2}}\right) \\ \theta_z &= \text{atan2}(R(2, 1), R(1, 1)) \end{cases} \quad (2.11)$$

2. Dans la suite de ce texte, le terme angle d'Euler fera toujours référence à cette séquence 'ZYX'.

Où $R(i,j)$ représente un élément de la matrice de rotation.

Il est intéressant de noter que la fonction *atan2* est définie entre $-\pi$ et π , de ce fait une discontinuité peut apparaître lors d'une rotation supérieure à 180° . Lors de ce genre de rotation, les angles d'Euler vont augmenter jusqu'à cette valeur seuil et directement passer de 180° à -180° . Ce comportement n'est pas anormal mais il est important d'en tenir rigueur afin de ne pas fausser les calculs. En effet, les angles d'Euler ne prennent pas en compte le nombre de tours effectués par l'IMU depuis sa position initiale.

L'équation 2.11 est utile afin de calculer les angles d'Euler lors de l'utilisation de *Robotran* car les rotations subies par les corps sont exprimées sous la forme de matrices de rotation.

2.4 Utilisation d'un modèle avec les capteurs optocinétiques

Afin d'obtenir la cinématique d'un modèle avec les capteurs optocinétiques, cela implique de trouver les positions, vitesses et accélérations des articulations ($\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$). Pour commencer, chaque capteur optocinétique doit être représenté par un point d'ancrage sur un modèle multicorps et les différents corps reliés par un certain nombre de degré de liberté, ces derniers étant représentés par une articulation.

Les capteurs optocinétiques renvoient leurs positions absolues par rapport à leur repère inertiel. De ce fait, étant donné qu'un point d'ancrage représente un capteur optocinétique, les positions absolues par lesquels ceux-ci doivent passer sont connues. Le problème posé est de trouver les valeurs des articulations ($\mathbf{q}$) qui permettent aux points d'ancrage d'occuper la même position que les capteurs optocinétiques qu'ils représentent à chaque pas de temps.

Pour résoudre ce problème, il faut appliquer une méthode d'optimisation qui permet de chercher les valeurs optimales des articulations ($\mathbf{q}$) pour que la distance entre le point d'ancrage et le capteur optocinétique correspondant soit minimale à chaque pas de temps. Cette optimisation est résolue grâce à la méthode des moindres carrés et est implémentée dans *Matlab* via la fonction *lsqnonlin* [40]. Pour garantir une bonne précision dans les articulations, l'erreur entre la position du point d'ancrage et du capteur optocinétique est imposée à une valeur inférieure à 10^{-12} [m]. Le schéma bloc à la Figure 2.6 reprend la méthode d'optimisation décrite précédemment.

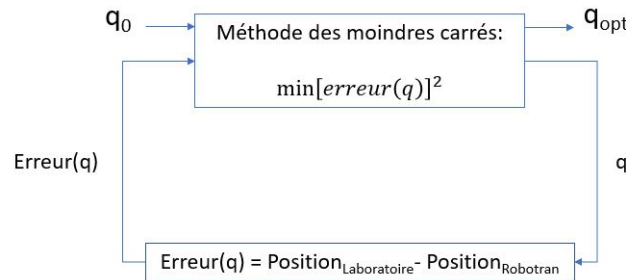


FIGURE 2.6 – Schéma bloc de la méthode de calcul [15]

Une fois l'optimisation effectuée, les positions ($\mathbf{q}$) des articulations sont connues et il reste à trouver les vitesses et accélérations ($\dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$) de ces dernières. La vitesse étant la dérivée de la position et l'accélération la dérivée de la vitesse, il suffit de dériver une fois les positions pour obtenir les vitesses et de dériver une seconde fois pour obtenir les accélérations. La dérivation est effectuée dans *Matlab* à l'aide de la fonction *dersplineFast*³ (Annexe B.1). Après ces démarches, les positions, vitesses et accélérations ($\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$) de chaque articulation sont identifiées et il est à présent possible de connaître les forces et les couples $\mathbf{Q}$ à l'aide de la dynamique inverse (Section 2.1.4).

2.5 Utilisation d'un modèle avec les capteurs IMU

L'utilisation d'un modèle à l'aide des capteurs IMU est assez différente de celle avec les capteurs optocinétiques. En effet, les capteurs optocinétiques renvoient la position tandis que les capteurs IMU renvoient les angles d'Euler ainsi que les accélérations. Il n'est donc pas possible de connaître la position comme dans le cas des capteurs optocinétiques. Afin d'obtenir la position, il faudrait intégrer l'accélération. Cela mènerait à des erreurs colossales sur les positions car l'intégration de l'accélération fait apparaître des erreurs dues au biais et au bruit du capteur.

Pour qu'un modèle suive le mouvement désiré, chaque corps de ce dernier est relié à un corps virtuel qui représente le capteur IMU. Cette connexion entre le corps virtuel et le corps du modèle est assuré à l'aide de contraintes qui imposent au corps de suivre les mêmes mouvements que le capteur IMU. L'orientation du corps est connue grâce aux valeurs des angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU. Les vitesses et accélérations angulaires de ce dernier sont obtenues par dérivation des orientations à l'aide de la fonction *dersplineFast* (Annexe B.1). Grâce à la dynamique inverse, les valeurs des articulations ($\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$) vont être calculées par l'optimisateur afin que les corps du modèle réalisés correspondent aux orientations imposées par les IMU. Les capteurs IMU ne connaissant pas les positions, les corps du modèle doivent être reliés entre eux uniquement avec des articulations en rotation sauf pour le corps relié à la base où il peut posséder six degrés de liberté (trois translations et trois rotations). Les accélérations de celui-ci ($\ddot{\mathbf{u}}$) sont imposées à l'aide des accéléromètres de l'IMU posés sur ce corps. Les positions et vitesses ($\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}$) sont imposées à zéro car elles ne sont pas calculables à partir de l'accélération pour les raisons expliquées ci-dessus.

Grâce à toutes les données des articulations, il est possible d'en déduire une analyse cinématique mais également dynamique. Il est tout de même important de noter que l'accélération d'un corps rigide dépend de plusieurs termes. L'accélération selon [12] est exprimée comme étant :

$$\mathbf{a} = \ddot{\mathbf{u}} = \ddot{\mathbf{u}} + \ddot{\boldsymbol{\omega}} \cdot \mathbf{u} + 2 \dot{\boldsymbol{\omega}} \cdot \dot{\mathbf{u}} + \dot{\boldsymbol{\omega}} \cdot \dot{\boldsymbol{\omega}} \cdot \mathbf{u} \quad (2.12)$$

3. Auteur de la fonction : Gabriel Abedrabbo Ode

Où,

- $\ddot{\mathbf{u}} = [\hat{\mathbf{X}}]^T \ddot{\mathbf{u}}$ est l'accélération relative,
- $\ddot{\boldsymbol{\omega}} \cdot \mathbf{u}$ résulte de l'accélération angulaire du repère $\{\hat{\mathbf{X}}\}$,
- $2 \ddot{\boldsymbol{\omega}} \cdot \dot{\mathbf{u}}$ est l'accélération de *Coriolis* due à la vitesse relative $\dot{\mathbf{u}}$ et le changement d'orientation dans le temps du repère $\{\hat{\mathbf{X}}\}$,
- $\ddot{\boldsymbol{\omega}} \cdot \ddot{\boldsymbol{\omega}} \cdot \mathbf{u}$ est l'accélération centripète,

On peut constater grâce à l'équation 2.12 que les trois derniers termes dépendent de la vitesse et de la position. Comme expliqué plus haut dans cette section, il n'est malheureusement pas possible d'obtenir ces termes pour les trois articulations en **translation**. Les trois derniers termes de l'accélération (Équation 2.12) proviennent du fait que le repère du corps change d'orientation par rapport au repère inertiel. Le cadre de cette étude est l'analyse du mouvement de la marche, ce dernier étant un mouvement rectiligne, l'orientation du repère sur le corps relié à la base (le pelvis pour le modèle réalisé dans le document présent) ne change pratiquement pas par rapport au repère inertiel. Les trois derniers termes sont par conséquent très faibles et peuvent être négligés.

2.6 Synchronisation des repères IMU avec le modèle

Les rotations et les accélérations renvoyées par l'IMU doivent être exprimées selon le repère inertiel du modèle pour obtenir des résultats corrects dans les articulations de ce dernier.

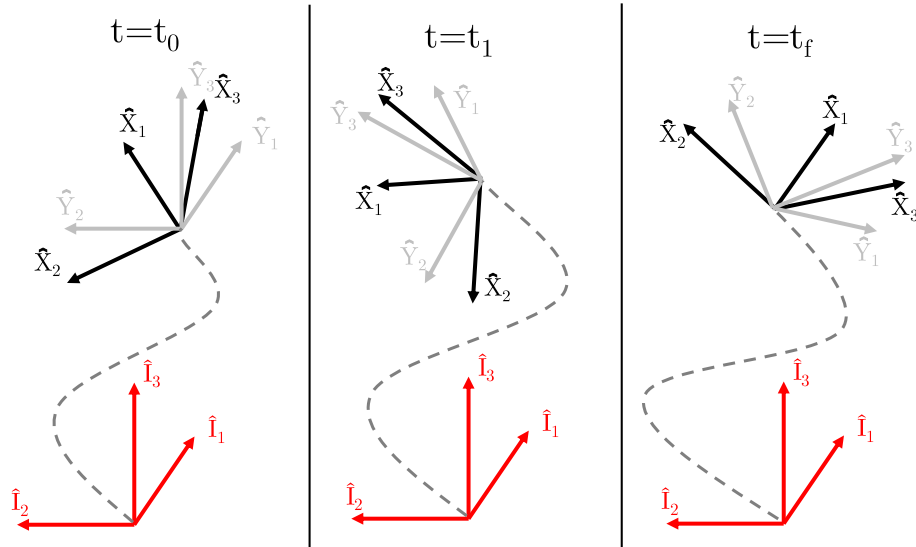


FIGURE 2.7 – Schéma des différents repères lors de l'utilisation d'un modèle avec un IMU.

Sur la Figure 2.7, $\{\hat{\mathbf{X}}\}$ représente le repère courant de l'IMU solidaire d'un corps du modèle. Afin d'exprimer les angles d'Euler et les accélérations de celui-ci en adéquation avec le repère du modèle $\{\hat{\mathbf{I}}\}$, un repère intermédiaire est créé. Ce repère $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$ partage la même origine que le repère de l'IMU $\{\hat{\mathbf{X}}\}$ et est également solidaire avec le corps mais a comme condition :

$$\{\hat{\mathbf{Y}}\} = \{\hat{\mathbf{I}}\} \quad \text{si } t = 0 \quad (2.13)$$

L'équation 2.13 traduit le fait que les repères $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$ et $\{\hat{\mathbf{I}}\}$ ont leurs trois axes alignés dans la configuration initiale (Figure 2.7 en $t = t_0$). Lors des déplacements de l'IMU, le repère $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$ va suivre ces déplacements tout comme le repère $\{\hat{\mathbf{X}}\}$ (Figure 2.7 en $t = t_1$ et $t = t_f$). La différence entre ces derniers est que le repère $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$ était aligné avec le repère $\{\hat{\mathbf{I}}\}$ au départ et donc les variations angulaires de ce repère sont celle à prendre en compte pour les données à analyser. Il s'agit dès lors d'exprimer les données de l'IMU renvoyées par rapport au repère $\{\hat{\mathbf{X}}\}$ dans le repère $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$. Pour ce faire, il faut appliquer une matrice de passage qui permet de passer de $\{\hat{\mathbf{X}}\}$ à $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$.

Soit le repère $\{\hat{\mathbf{X}}\}$ et le repère $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$, les trois vecteurs de base du repère $\{\hat{\mathbf{X}}\}$ peuvent être exprimés dans le repère $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$ [12] :

$$\begin{aligned}\hat{\mathbf{X}}_1 &= R_{11}\hat{\mathbf{Y}}_1 + R_{12}\hat{\mathbf{Y}}_2 + R_{13}\hat{\mathbf{Y}}_3 \\ \hat{\mathbf{X}}_2 &= R_{21}\hat{\mathbf{Y}}_1 + R_{22}\hat{\mathbf{Y}}_2 + R_{23}\hat{\mathbf{Y}}_3 \\ \hat{\mathbf{X}}_3 &= R_{31}\hat{\mathbf{Y}}_1 + R_{32}\hat{\mathbf{Y}}_2 + R_{33}\hat{\mathbf{Y}}_3\end{aligned}\tag{2.14}$$

Ou sous la forme matricielle :

$$[\hat{\mathbf{X}}] = R [\hat{\mathbf{Y}}]\tag{2.15}$$

Où R est la matrice de rotation et a comme propriété :

$$R^{-1} = R^T\tag{2.16}$$

Par la suite, la relation 2.15 peut être facilement inversée pour exprimer le repère $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$ en fonction du repère $\{\hat{\mathbf{X}}\}$ et, avec la propriété 2.16 :

$$\begin{aligned}[\hat{\mathbf{Y}}] &= R^{-1} [\hat{\mathbf{X}}] \\ &= R^T [\hat{\mathbf{X}}]\end{aligned}\tag{2.17}$$

Grâce à l'équation 2.17, il est maintenant possible d'exprimer les angles d'Euler et les accélérations renvoyées par l'IMU dans le repère $\{\hat{\mathbf{X}}\}$ selon le repère $\{\hat{\mathbf{Y}}\}$.

2.7 Synchronisation de deux signaux

Le déclenchement de l'enregistrement du capteur IMU et du repère optocinétique étant réalisé sur deux appareils différents lors des expériences, il faut absolument les resynchroniser sur la même échelle de temps afin de pouvoir les comparer. Cela s'effectue en deux étapes.

Premièrement, il est indispensable d'avoir deux signaux à la même fréquence. En effet, le signal provenant du capteur IMU est à 128 [Hz] tandis que celui provenant du repère optocinétique est à 200 [Hz]. Le signal du capteur IMU est donc échantillonné à une fréquence de 200 [Hz] à l'aide d'une technique d'interpolation via les "Cubic Spline" (Figure 2.8). Cette méthode d'interpolation a été choisie par rapport à l'interpolation de Lagrange et de Newton afin d'éviter le phénomène de Runge. Ce dernier se manifeste quand l'interpolation doit passer par beaucoup de points et se traduit par une augmentation de l'écart entre la fonction et son interpolation lorsque le nombre de points augmente.

Les "Cubic Spline" fonctionnent de la sorte :

En considérant n noeuds de coordonnées $(X_1, Y_1) \dots (X_n, Y_n)$, il faut déterminer les paramètres de $n-1$ polynômes du troisième degré $S_1 \dots S_{n-1}$. Chacun des polynômes ayant pour équation :

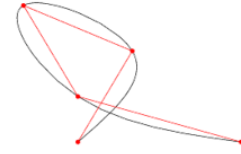


FIGURE 2.8 – Exemple interpolation par les "Cubic Spline" [16]

$$S = a_0x^3 + a_1x^2 + a_2x + a_3 \quad (2.18)$$

Il s'agit par conséquent de déterminer quatre coefficients par polynôme, ce qui fait un total de $4n-4$ inconnues à déterminer. Dans cette optique, certaines conditions doivent être imposées :

1. Chacun des polynômes passe par deux noeuds. Cela permet d'obtenir $2n-2$ contraintes,
2. Les polynômes ont la même dérivée première aux $n-2$ noeuds de jonction. Cela permet d'obtenir $n-2$ contraintes,
3. Les polynômes ont la même dérivée seconde aux $n-2$ noeuds de jonction. Cela permet d'obtenir $n-2$ contraintes,

$4n-6$ contraintes sont donc tirées de ces conditions. Il manque dès lors 2 conditions afin de pouvoir résoudre ce problème. Les deux dernières conditions sont obtenues en imposant la valeur des dérivées secondes aux noeuds extrêmes. Finalement, on obtient $4n-4$ conditions pour $4n-4$ inconnues. Cela permet de trouver les coefficients de chaque polynôme⁴.

Deuxièmement, une fois les signaux à la même fréquence, ceux-ci sont superposés afin de faire correspondre leur maximum et leur minimum. Ainsi, les signaux provenant du capteur IMU et du repère optocinétique peuvent être comparés.

Dans la suite de ce rapport, toute comparaison entre un signal du capteur IMU et du repère optocinétique seront toujours précédés de cette méthode afin de pouvoir les évaluer dans la même période d'exécution.

4. <https://fr.wikipedia.org/wiki/Spline>

2.8 Filtrage des signaux

Les signaux ayant une nature bruitée, ils ont été filtrés en utilisant un filtre passe-bas Butterworth de troisième ordre avec une fréquence de coupure de 4 [Hz]. La fonction *filtfilt* de *Matlab* permet d'éviter les retards de phase en traitant les données dans un premier sens puis dans le sens inverse. Ces paramètres font ressortir un signal plus "plat" et plus facile à analyser[41]. La Figure 2.9 montre l'effet du filtre sur une articulation lors d'un mouvement de la marche. Les caractéristiques du signal sont conservées, seul le bruit à disparu.

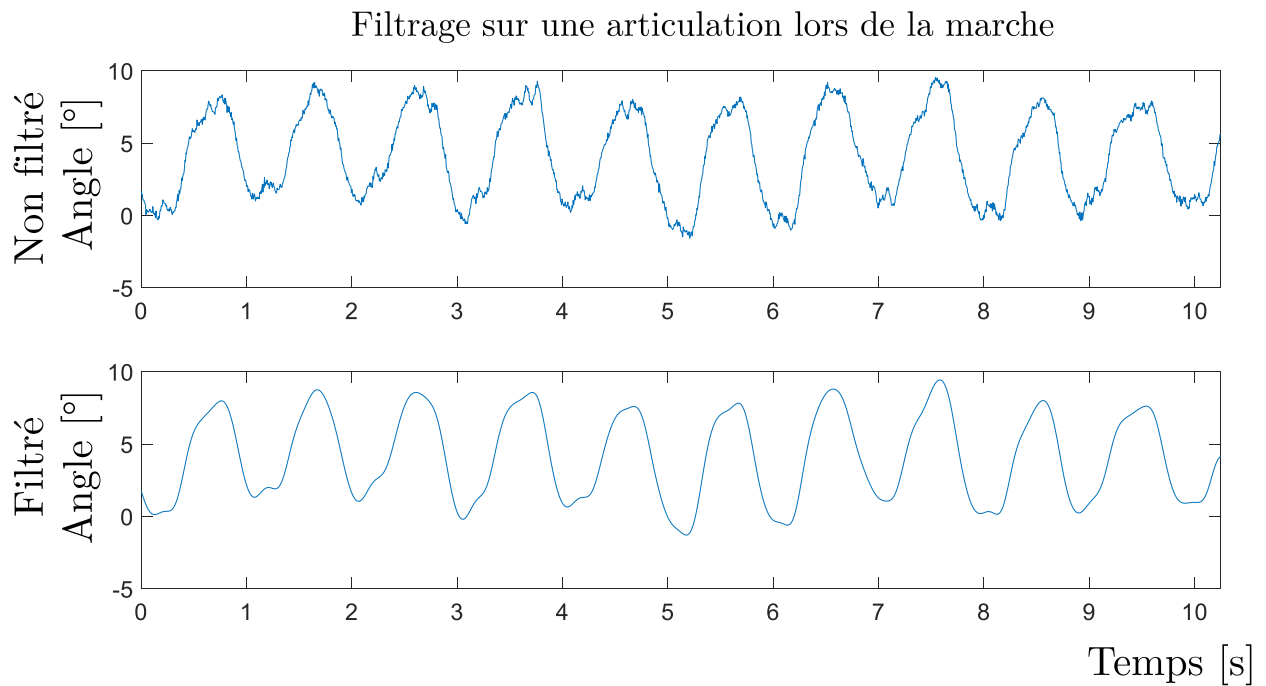


FIGURE 2.9 – Signal d’une articulation lors de la marche non filtré au dessus et après l’application du filtre en-dessous.

3

Protocole de calibration

Avant d'utiliser les capteurs IMU afin de réaliser l'analyse de la marche, il faut s'assurer que ces derniers soient suffisamment précis pour l'application voulue. Pour ce faire, un protocole de test à l'aide du laboratoire de marche de Woluwe a été mis en place. Le but est de comparer la précision des capteurs optocinétiques pris comme référence (Figure 3.1) et celle d'un IMU. Ceux-ci peuvent être considérés comme points de référence car ils atteignent une précision de 10^{-3} [mm] sur la position renvoyée. Il est à noter que cette technique a déjà été utilisée avec le même objectif de valider la précision de capteurs IMU [42].



FIGURE 3.1 – Personne équipée des capteurs optocinétiques (Woluwe, 2017) [17]

Le protocole listé ci-dessous va permettre d'étudier la précision d'un capteur IMU. Les données d'intérêts sont les **accélération**s et les **angles d'Euler**. Ces derniers seront analysés plus en profondeur car ce sont eux qui posent le plus de soucis lors de l'utilisation de capteurs IMU. Les problèmes de dérive sont en effet liés aux angles d'Euler et ont déjà été mis en évidence lors d'études antérieures [43].

3.1 Matériel

Le matériel nécessaire à la réalisation de ce laboratoire est le suivant :

- Un capteur IMU,
- Un repère optocinétique à trois axes orthogonaux respectant la règle de la main droite (Figure 3.2),
- Un tapis de marche motorisé

3.2 Montage

Le capteur IMU est fixé au centre du repère muni de capteurs optocinétiques de sorte à ne former qu'un seul corps. La position de départ et d'arrivée de l'assemblage est fixée par le coin inférieur droit d'un tabouret (Figure 3.2). Chaque mouvement démarre de cette position initiale et se termine à cette même position. Le but de cette démarche est de vérifier que les angles d'Euler du capteur IMU après utilisation retournent bien à leur état initial et le cas échéant d'observer et de quantifier une dérive.

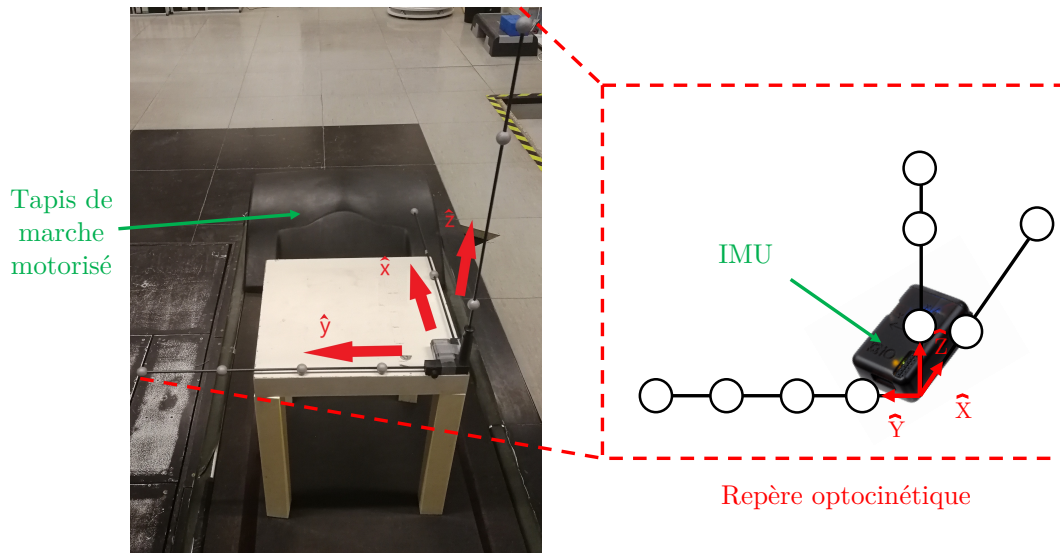


FIGURE 3.2 – Montage à l'état initial : le capteur IMU est fixé au centre du repère optocinétique situé au coin du tabouret

3.3 Mouvements testés

Les mouvements qui sont testés lors du laboratoire ont plusieurs objectifs. Le premier est de s'assurer que les angles d'Euler renvoyés par le repère ainsi que par le capteur IMU sont en adéquation et présentent les mêmes amplitudes. Pour ce faire, dans un premier temps, il faut isoler une à une les rotations autour de chacun des axes. De cette manière, un quelconque problème permet de pointer une erreur associée à un axe. Il y aura de ce fait trois mouvements :

1. Rotation autour de l'axe $\hat{x}$
2. Rotation autour de l'axe $\hat{y}$
3. Rotation autour de l'axe $\hat{z}$

La Figure 3.3 montre la rotation effectuée autour de l'axe $\hat{z}$. La même séquence de mouvement est également réalisée autour des autres axes. Il s'agit à chaque fois de deux rotations successives de 360° : d'abord dans le sens anti-horloger puis dans le sens horloger.

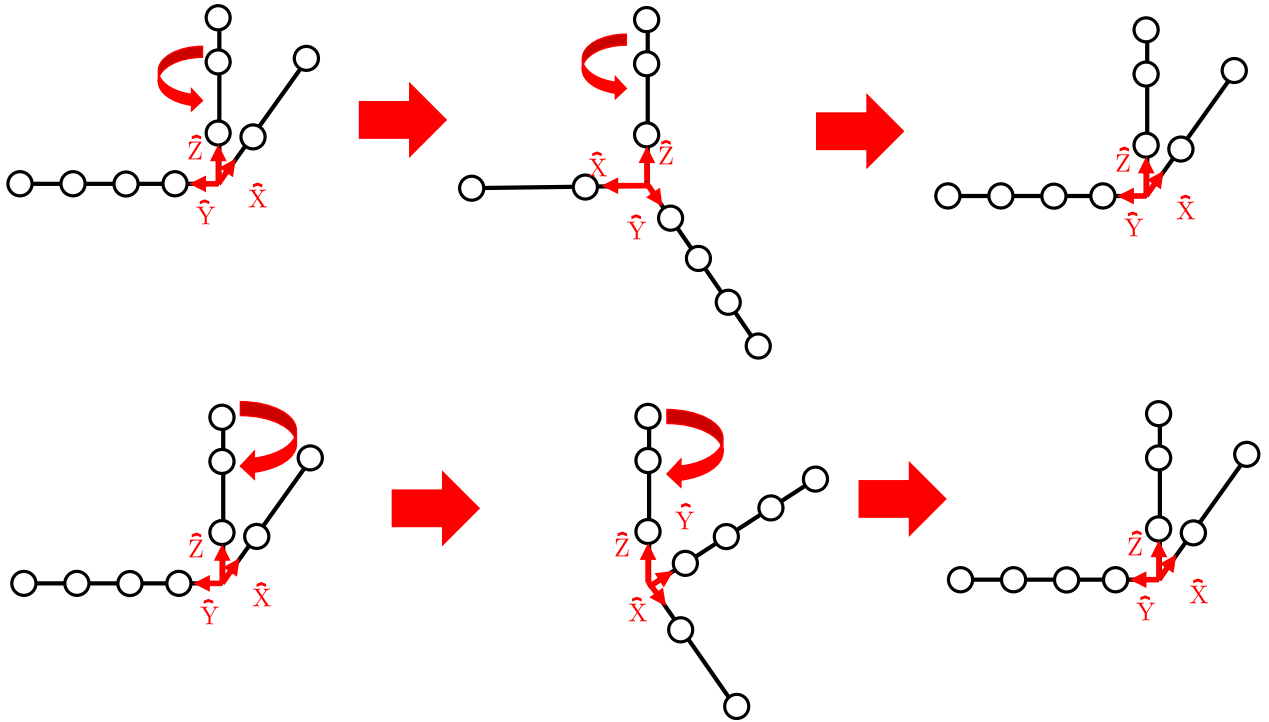


FIGURE 3.3 – Séquence de mouvements réalisés au laboratoire : première ligne, depuis la position initiale, une rotation complète dans le sens anti-horloger suivi à la deuxième ligne d'une rotation complète dans le sens horloger. Après la séquence, le repère revient à sa position initiale.

Par la suite, des mouvements aléatoires sont effectués afin de vérifier que les angles d'Euler soient toujours bien corrects. Ces mouvements permettent également d'introduire le second objectif qui a pour but de quantifier l'influence de la vitesse du mouvement sur les valeurs des angles d'Euler retournés. Deux mouvements sont réalisés à ces fins :

1. Mouvement aléatoire "lent" ¹
2. Mouvement aléatoire "rapide"

Le dernier objectif est de mesurer l'effet d'un champ magnétique sur les magnétomètres et donc les perturbations induites sur ces derniers. Le tapis roulant est utilisé afin de produire un champ magnétique par le biais de son moteur électrique. En augmentant la vitesse de ce dernier, le champ magnétique induit augmente. Le dispositif est testé en mode statique afin d'isoler la perturbation purement magnétique.

¹ Les mouvements étant réalisés à la main, les vitesses d'exécution étaient imposées arbitrairement mais de manière raisonnable et réaliste.

3.4 Traitement des résultats après le laboratoire

Après le laboratoire, il a fallu modéliser le repère optocinétique (Figure 3.2) en un système multicorps. Le schéma de ce système multicorps est repris à la Figure 3.4.

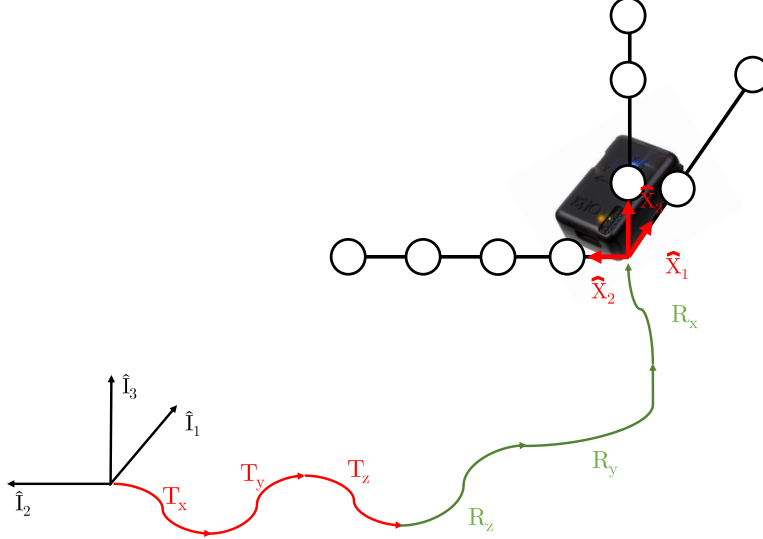


FIGURE 3.4 – Modélisation du montage du laboratoire

Chaque boule blanche sur la Figure 3.4 représente un capteur optocinétique et dans le modèle un point d'ancrage. Les positions, vitesses et accélérations des six articulations ($\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}, \ddot{\mathbf{q}}$) du modèle ont été calculées conformément à la méthode décrite dans le Chapitre 2.4. Les points d'ancrage permettent également de connaître les matrices de rotation à chaque pas de temps et de transformer ces dernières en angles d'Euler à l'aide de l'équation 2.11. Dès lors, les angles d'Euler du repère optocinétique sont connus. En réalité, seulement trois points d'ancrage (un sur chaque axe du repère) aurait été nécessaire afin de calculer les différentes valeurs des articulations. En effet, les points d'ancrage sur un même axe du repère n'apportent qu'une information redondante lors de l'optimisation des articulations. Le repère étant considéré comme infiniment rigide, chaque point d'ancrage doit renvoyer la même matrice de rotation.

Par la suite, les repères intertiels de l'IMU et celui du modèle, ont été synchronisés selon la méthode décrite dans la section 2.6. Ensuite, les données de l'IMU à 128 [Hz] ont été transformées en un signal à 200 [Hz] et synchronisé avec celui des capteurs optocinétiques (Section 2.7). Les résultats des capteurs optocinétiques étant assez bruités, il a fallu appliquer le filtrage détaillé dans la section 2.8.

3.5 Résultats et analyses

Cette section va parcourir les différents tests effectués afin de quantifier la précision obtenue ainsi que les différents problèmes rencontrés.

3.5.1 Rotation autour de l'axe $\hat{x}$

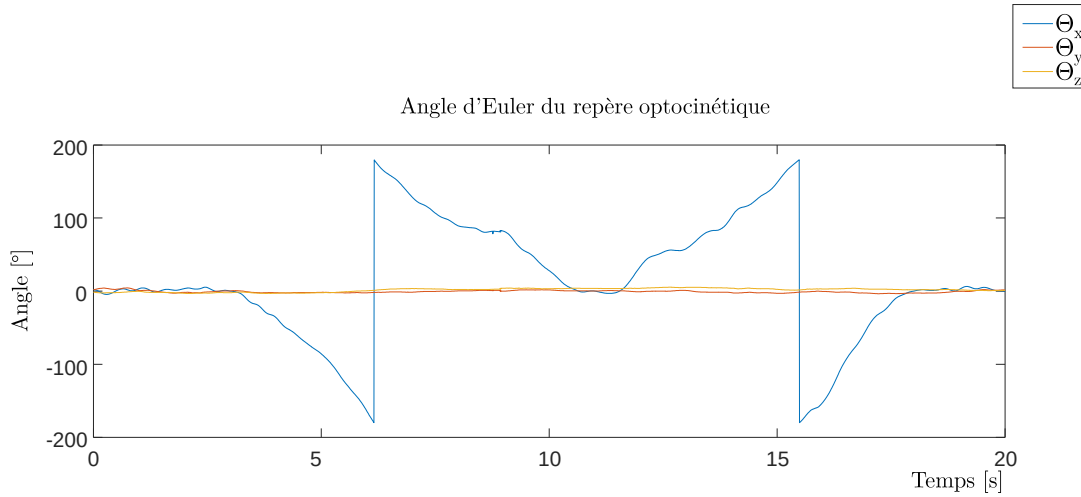


FIGURE 3.5 – Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire

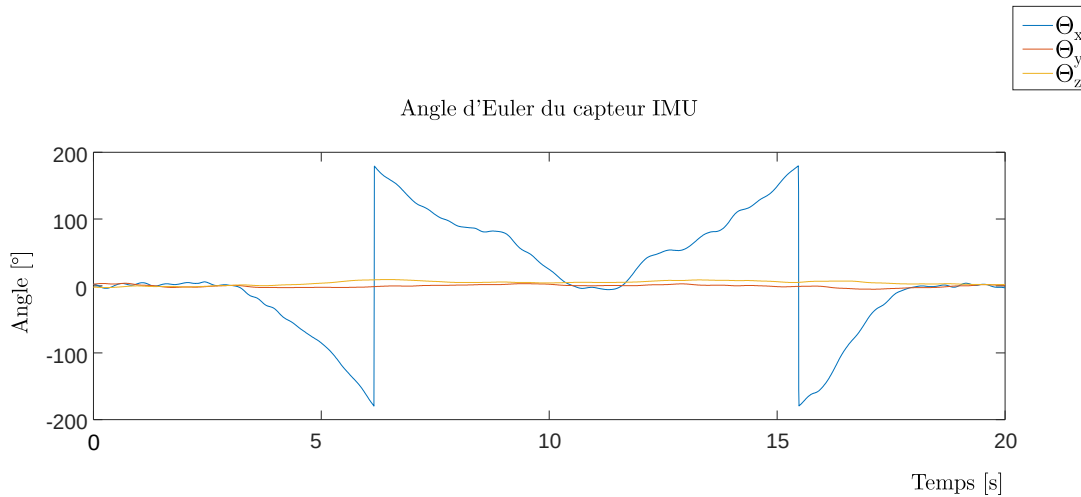


FIGURE 3.6 – Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire

On remarque que les graphes à la Figure 3.5 et 3.6 ont la même allure. En se penchant sur la Figure 3.7, on se rend compte que l'erreur sur les angles d'Euler en θ_x et θ_y est inférieure à 5° , ce qui semble rejoindre les résultats obtenus dans d'autres études. Par contre, en θ_z , on remarque une différence qui atteint 8° quand θ_x atteint 180° . Les résultats sur ce premier mouvement semblent prometteurs malgré le fait qu'une certaine imprécision émane de θ_z .

Les deux zones encadrées par les rectangles noirs ne sont pas à prendre en compte. En

effet, sans synchronisation parfaite des deux signaux, les discontinuités feraient apparaître une erreur colossale.

Les deux discontinuités de 180° à -180° lors de la rotation sont dues à la définition mathématique des angles d'Euler comme expliqué dans la section 2.3.

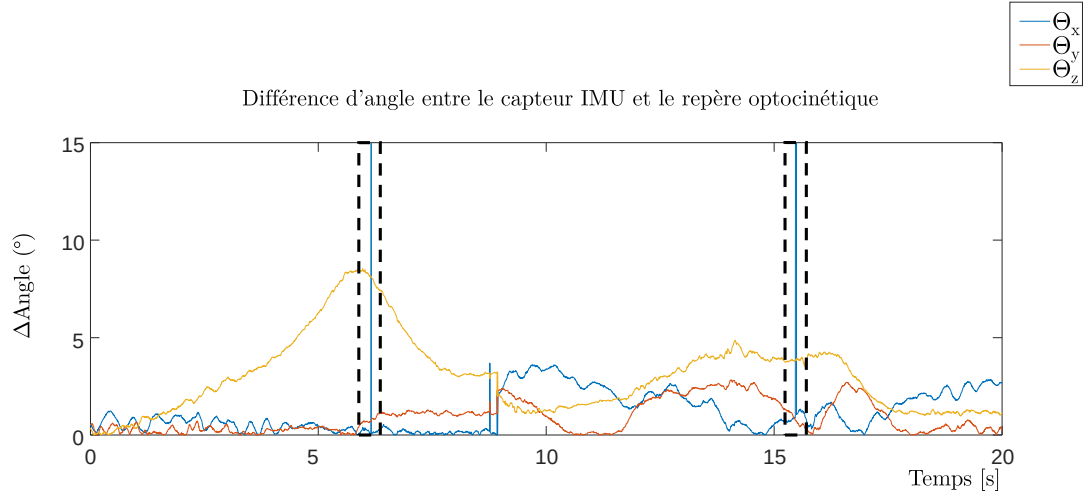


FIGURE 3.7 – Différence entre les angles d'Euler du capteur et du repère optocinétique

3.5.2 Rotation autour de l'axe $\hat{y}$

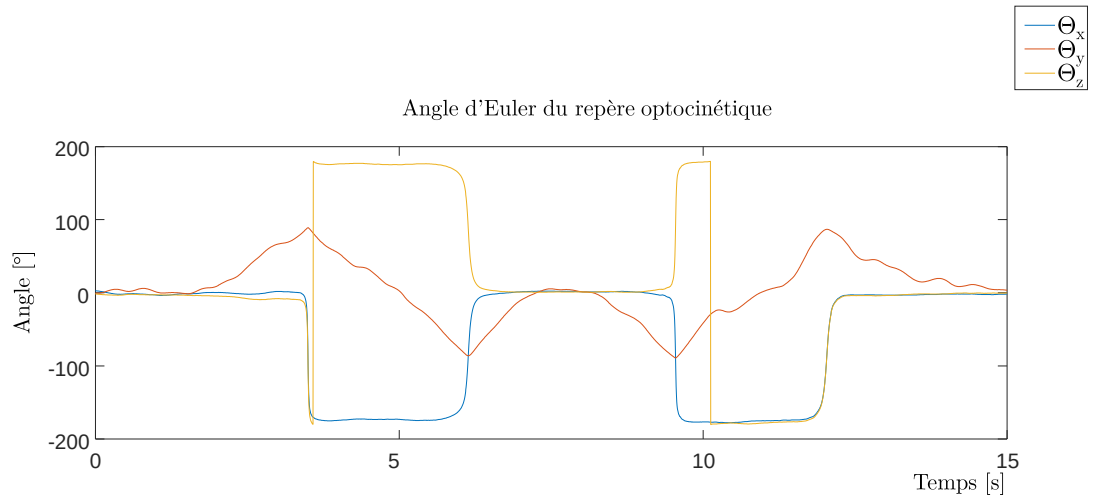


FIGURE 3.8 – Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire

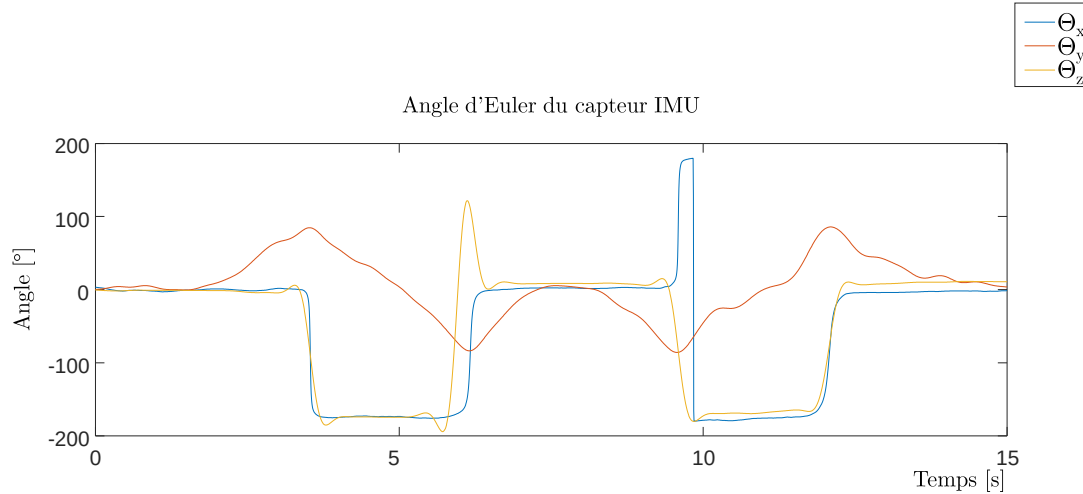


FIGURE 3.9 – Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire

L'observation des Figures 3.8 et 3.9 pointe à nouveau du doigt les valeurs prises par θ_z . On remarque que sur une Figure, il est à -180° tandis que sur l'autre il est à 180° . Même si cette différence peut paraître importante, il faut garder en tête que le passage de 180° à -180° en réalité n'est dû qu'à une différence infime. En effet, si l'un des référentiels détecte une valeur supérieure à 180° ou inférieure à -180° dû à la définition mathématique des angles d'Euler, celui-ci va être exprimé par une discontinuité. Par exemple, une rotation de 181° sera transformée en une rotation de -179° . L'erreur pourrait être interprétée comme une erreur de 180° mais en réalité, il n'y a que 1° de différence entre les deux mesures. On constate également ce phénomène pour θ_x aux alentours de 10 [s].

3.5.3 Rotation autour de l'axe $\hat{z}$

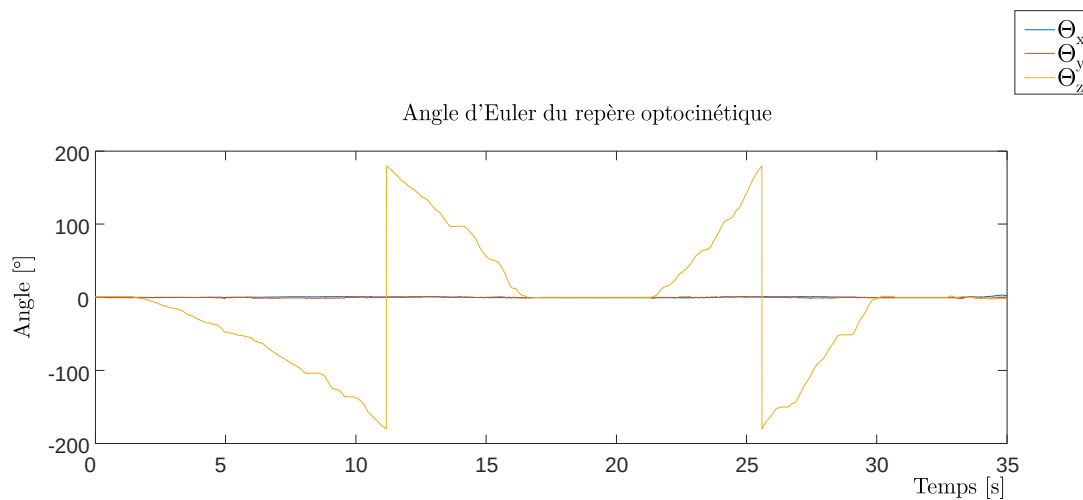


FIGURE 3.10 – Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire

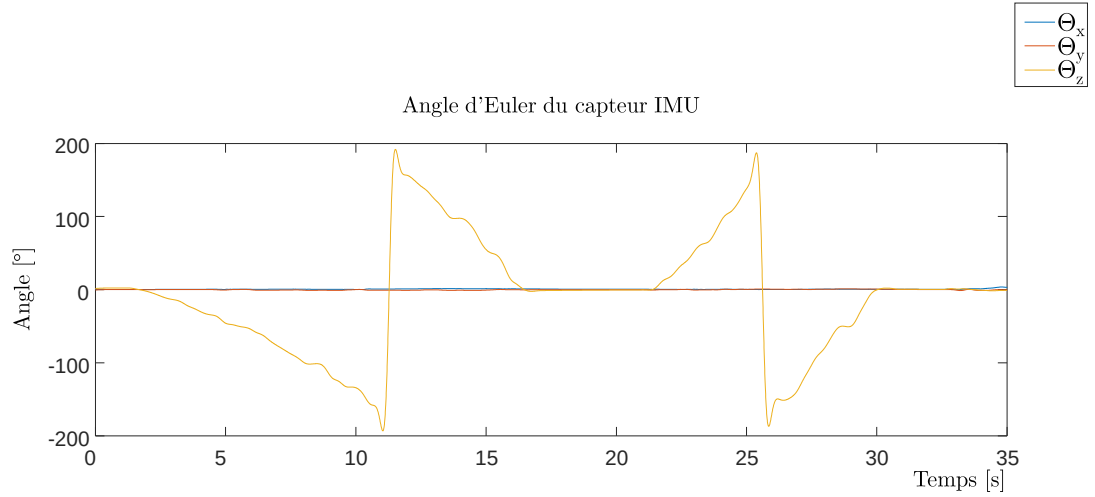


FIGURE 3.11 – Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire

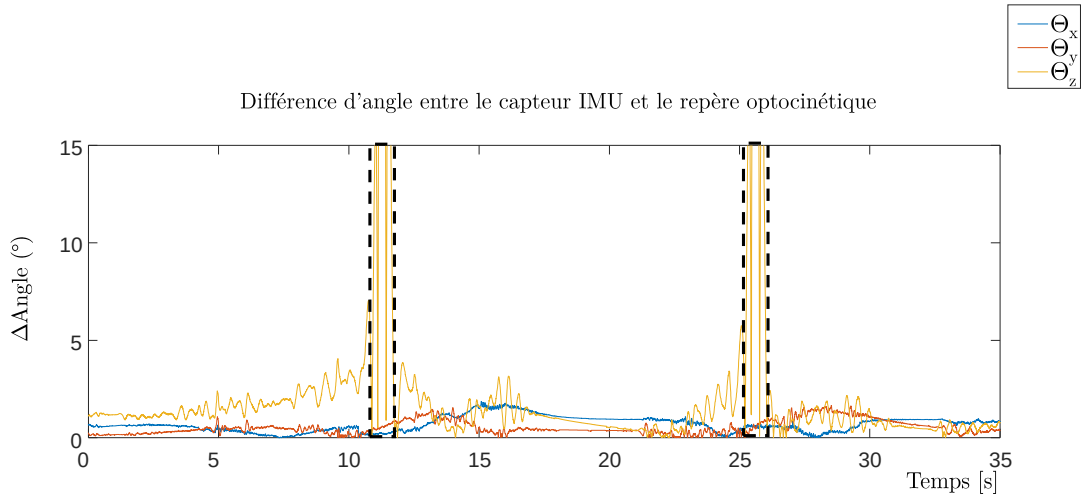


FIGURE 3.12 – Différence entre les angles d'Euler du capteur et du repère optocinétique

L'analyse des Figures 3.10, 3.11 et 3.12 montre un comportement semblable à celui de la rotation autour de l'axe $\{\hat{x}\}$. Les différences obtenues entre les angles du repère optocinétique et du capteur IMU sont également inférieures à 5° . A nouveau, les deux zones délimitées par les rectangles noirs ne sont pas à prendre en compte pour les mêmes raisons que celles expliquées dans les sections précédentes.

3.5.4 Mouvement aléatoire "lent"

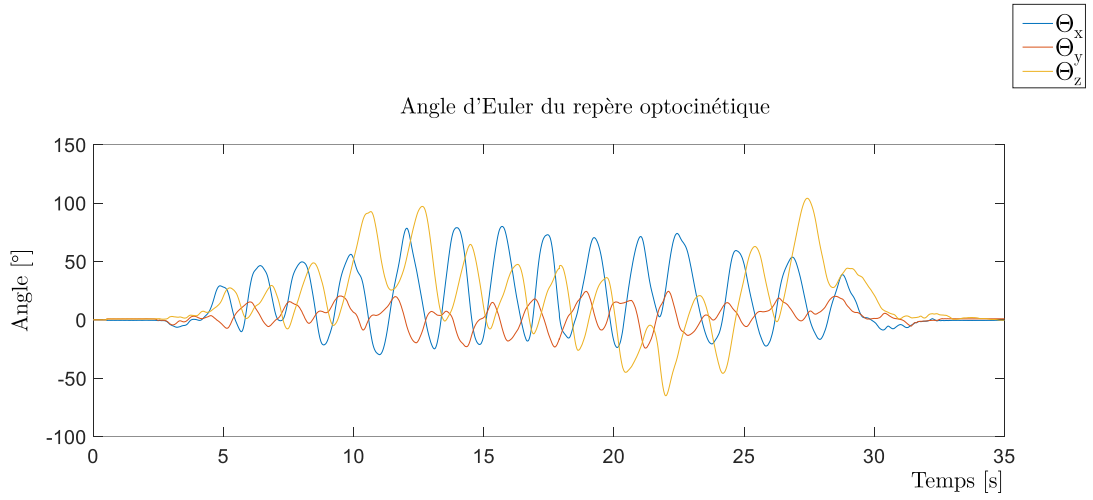


FIGURE 3.13 – Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire

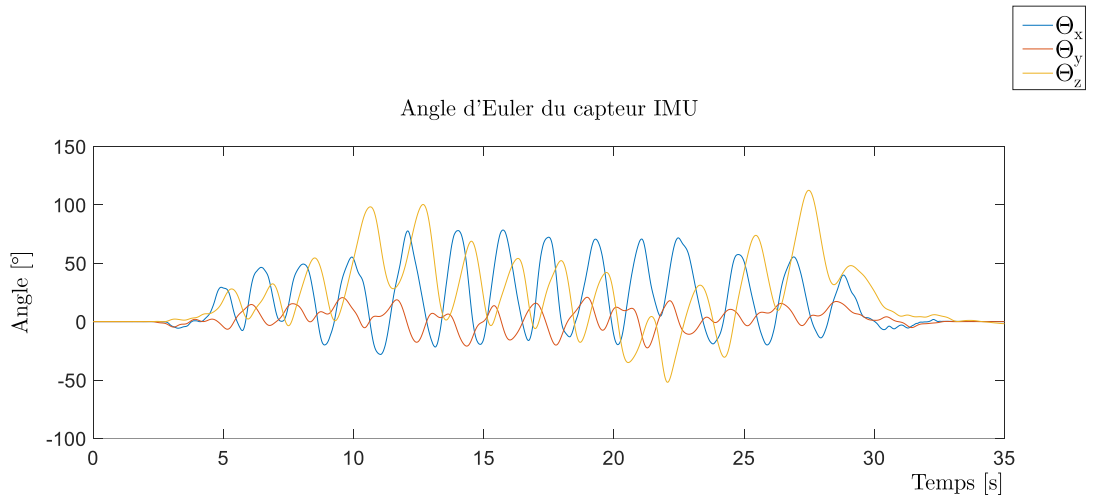


FIGURE 3.14 – Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire

On peut observer sur les Figures 3.13 et 3.14 que les erreurs ne dépassent pas les valeurs de 5° pour les valeurs des angles d'Euler en θ_x et θ_y . Par contre, on peut observer sur le graphique une erreur allant jusqu'à 10° pour les valeurs en θ_z . Les erreurs de précision pour θ_z restent en dessous de 5° jusqu'à 20 [s].

3.5.5 Mouvement aléatoire "rapide"

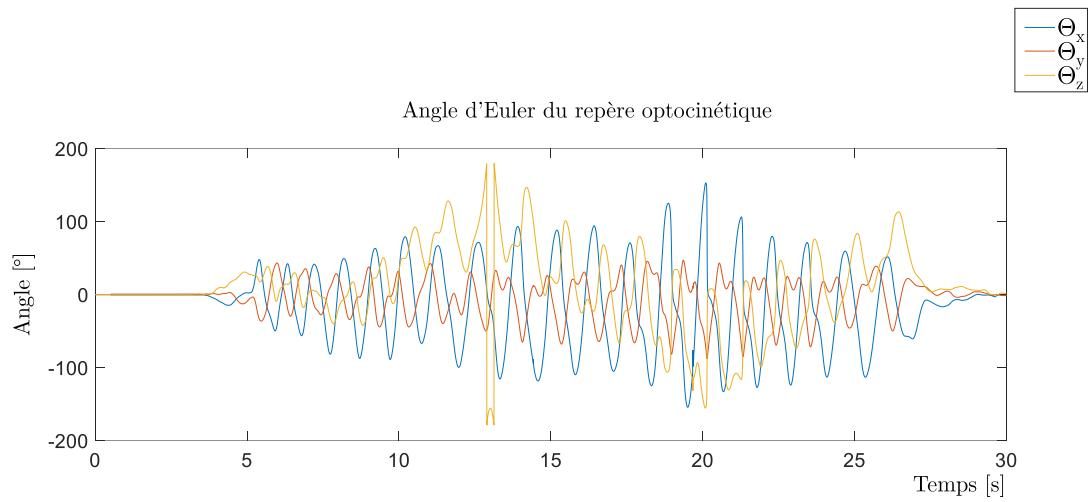


FIGURE 3.15 – Angles d'Euler renvoyés par le repère optocinétique lors du laboratoire

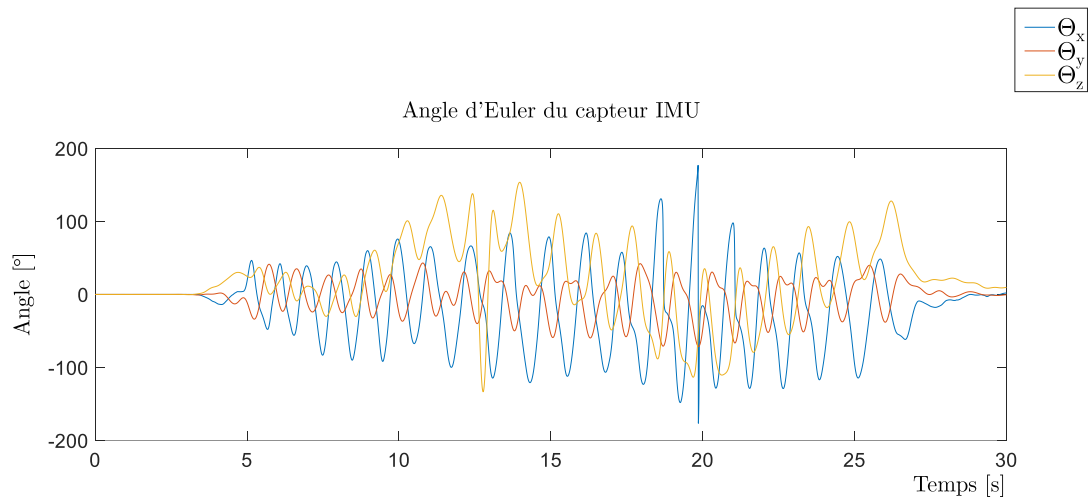


FIGURE 3.16 – Angles d'Euler renvoyés par le capteur IMU lors du laboratoire

L'analyse des Figures 3.15 et 3.16 met en avant un grand nombre de disparités. Ce phénomène était attendu de la part du capteur IMU : les tests ont été réalisés afin de mettre en évidence ce problème. Ce dernier s'explique par le fait que le capteur doit converger vers la bonne solution et prendre donc un certain temps avant d'atteindre l'orientation correcte. Les mouvements rapides vont donc mettre en difficulté le capteur qui n'aura pas le temps de converger vers la bonne solution.

3.5.6 Perturbation du magnétomètre

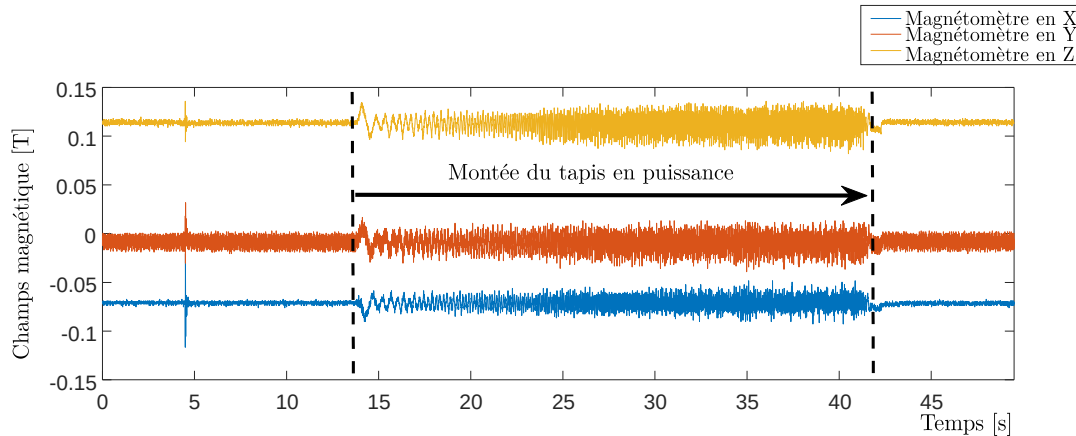


FIGURE 3.17 – Perturbation des magnétomètres due à l'apparition d'un champ électromagnétique

La Figure 3.17 montre clairement les effets néfastes que peut avoir un champ électromagnétique (ici généré par un tapis de marche) sur les magnétomètres d'un capteur IMU et donc sur la précision des angles d'Euler. Suite à ces résultats, il est préférable de réaliser l'analyse de la marche dans un espace avec un minimum de champs électromagnétiques et plus particulièrement en l'absence d'un tapis de marche.

3.5.7 Conclusion sur les résultats de la calibration

Les résultats analysés dans les sections précédentes font apparaître trois problèmes propres au capteur IMU :

1. Perturbation magnétique,
2. Imprécision à haute vitesse,
3. Discontinuité des angles d'Euler,

Perturbation magnétique : suite aux résultats, il est conseillé de limiter au maximum les apports externes de champ magnétique afin d'obtenir les mesures les plus précises possibles.

Imprécision à haute vitesse : les résultats ont montré une forte imprécision à haute vitesse du capteur IMU, il faut donc utiliser ce dernier à vitesse faible.

Discontinuité des angles d'Euler : Les discontinuités ne sont pas un problème d'imprécision en soi, mais elles rendent l'analyse du mouvement plus compliquée car les angles d'Euler ne permettent pas de savoir le nombre de tours effectués par le capteur IMU. Une valeur de 180° peut correspondre en réalité à 360° , 720° , ... Pour pallier ce problème un code Matlab a été développé afin de prendre en compte le nombre de tours effectués par le capteur IMU.

Impact sur l'application : Dans le cadre de l'analyse de la marche, il semble à ce stade raisonnable d'indiquer que les vitesses en jeu sont suffisamment faibles afin d'éviter les imprécisions à haute vitesse. Cela permet d'éviter les problèmes d'imprécisions intrinsèques à l'usage de capteurs d'IMU dans le cadre d'application à vitesse élevée.

Concernant les discontinuités des angles d'Euler, lors d'un mouvement de marche, les variations d'angles entre les différentes parties du corps sont suffisamment faibles pour garantir que la condition de discontinuité ne sera pas atteinte.

Pour conclure ce chapitre, les résultats obtenus indiquent un intérêt à l'usage de capteurs IMU pour l'analyse de la marche. Cependant, il faut garder un regard critique sur ces derniers. De ce fait, l'analyse de la marche à l'aide de capteurs IMU qui suit dans ce rapport sera également comparée aux capteurs optocinétiques du laboratoire de marche afin de valider les résultats renvoyés par les IMU.

4

Modèle biomécanique du corps humain

Le présent chapitre décrit le modèle biomécanique réalisé pour analyser la cinématique du haut du corps humain lors d'un mouvement de marche. Par la suite, il explique comment ce modèle du haut du corps a été conçu et se clôture par une analyse des limitations de celui-ci.

4.1 Degré de complexité

La modélisation biomécanique comporte des complexités inhérentes au corps humain. Contrairement à la modélisation de véhicules, robots ou autres mécanismes, certaines difficultés propres au corps humain apparaissent [18] :

- La difficulté d'identifier précisément les masses, les inerties et centres de masse de chaque partie du corps,
- Le côté élastique des articulations qui rendent le nombre de degré de liberté complexe à identifier,
- La caractéristique hétérogène de l'être humain qui complique l'uniformisation des résultats et du modèle,

Cependant, sous certaines hypothèses, il est possible de modéliser un corps humain et plus particulièrement dans ce rapport la partie supérieure de ce dernier. Les hypothèses faites sont les suivantes :

- Les masses, les inerties et centres de masses sont calculés sur la base d'une régression linéaire¹,
- Le sujet participant à l'expérience est supposé dans la norme afin d'utiliser les données sur les masses, inerties et centres de masse.
- Les articulations n'ont que des degrés de liberté en rotation à l'exception du pelvis qui en possède en translation,

1. Explications dans la Section 4.2.1.

4.2 Description du modèle

Dans ce rapport, le repère inertiel est placé de sorte qu'il coïncide avec les plans anatomiques du corps. Sur la Figure 4.1, le plan $\{\hat{\mathbf{I}}_1\}, \{\hat{\mathbf{I}}_2\}$ correspond au plan transversal, le plan $\{\hat{\mathbf{I}}_2\}, \{\hat{\mathbf{I}}_3\}$ correspond au plan frontal et finalement le plan $\{\hat{\mathbf{I}}_1\}, \{\hat{\mathbf{I}}_3\}$ au plan sagittal. Les axes $\{\hat{\mathbf{I}}_1\}$, $\{\hat{\mathbf{I}}_2\}$ et $\{\hat{\mathbf{I}}_3\}$ correspondent respectivement aux axes anatomiques sagittal, transverse et longitudinal.

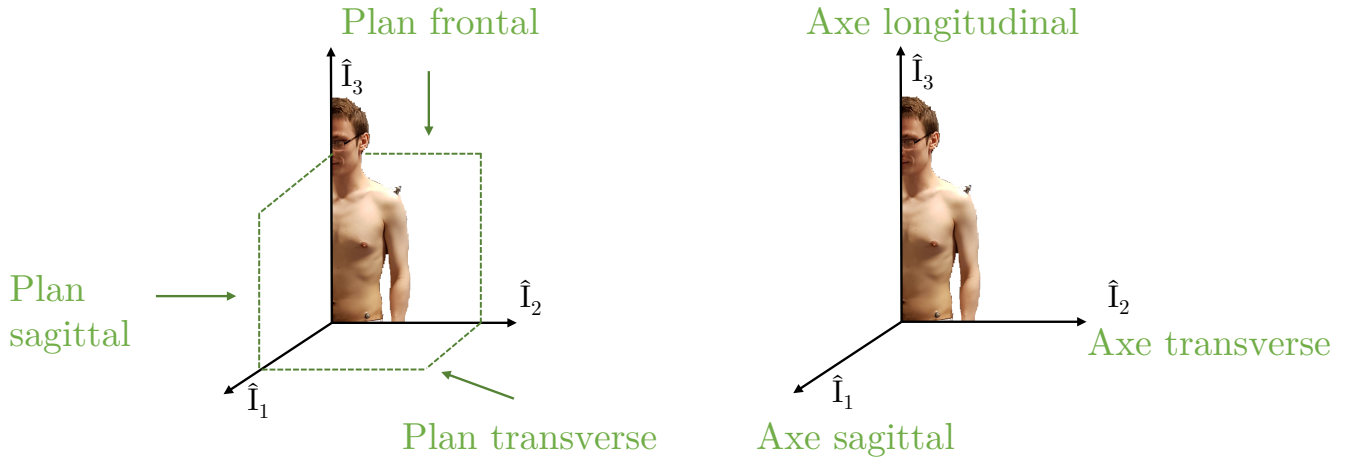


FIGURE 4.1 – Plans et axes anatomiques dans l'espace

Le modèle multicorps utilisé dans ce rapport est schématisé à la Figure 4.2. Ce modèle est composé de cinq corps qui sont listés ci-dessous de bas en haut :

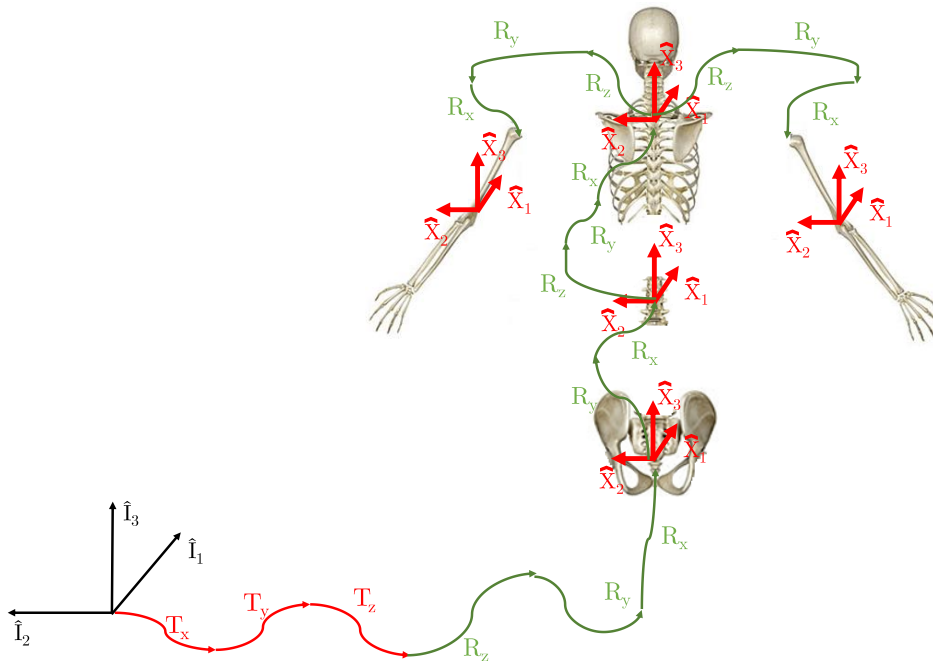


FIGURE 4.2 – Modèle du haut du corps

1. Le pelvis qui possède six degrés de liberté afin qu'il puisse se déplacer dans l'espace,
2. Les vertèbres lombaires qui possèdent deux rotations selon l'axe transverse et sagittal. Une hypothèse a été posée selon laquelle les déplacements selon l'axe longitudinal sont suffisamment faibles pour ne pas être modélisés,
3. Le tronc supérieur reprenant les vertèbres thoraciques et cervicales, les omoplates, les côtes, le sternum, les clavicules et la boîte crânienne, qui possède trois degrés de liberté en rotation selon chacun des axes,
4. Le bras gauche qui possède trois rotations afin de modéliser le comportement de l'articulation de l'épaule,
5. Le bras droit qui possède trois rotations afin de modéliser le comportement de l'articulation de l'épaule,

L'aperçu du modèle dans Robotran est repris à la Figure 4.3.



FIGURE 4.3 – Aperçu du modèle du haut du corps dans Robotran

Ce modèle peut-être utilisé soit avec les capteurs IMU soit avec les capteurs optocinétiques. Toutefois, la procédure pour obtenir les mêmes résultats est différente. Les deux façons d'utiliser le modèle sont expliquées dans les sections 2.4 et 2.5. Les deux modèles dessinés sous *MBsysPAD* se trouvent en Annexe A.1 et A.2.

4.2.1 Répartition des masses et des inerties

Les propriétés mécaniques internes du corps humain sont de base difficiles à mesurer au contraire de simples mesures géométriques. Les données anthropométriques ont été tirées du modèle de régression linéaire proposé par Zatsiorsky [23]. Celui-ci a repris dans ses tables toutes les mesures des segments du corps, des masses et des inerties effectuées sur un patient mâle ainsi qu'un patient femelle. Pour en tirer des valeurs avec des sujets

aux profils différents, chaque table est associée à une équation avec des coefficients de régression de la forme :

$$Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2 \quad (4.1)$$

où X_1 représente la masse corporelle en [kg], X_2 la hauteur corporelle en [cm] et B_0 , B_1 , B_2 sont les coefficients de régression. En guise d'exemple, la Table 4.1 reprend les données d'intérêt de prédiction de masse.

Partie du corps	B_0	B_1	B_2
Tête	1.296	0.0171	0.0143
Tronc supérieur	8.244	0.1862	-0.0584
Tronc inférieur	-7.498	0.0976	0.04896
Avant-bras	0.25	0.03012	-0.027

TABLE 4.1 – Coefficients de prédiction des masses [23][24]

Les données anthropométriques générales sont reprises dans la table 4.2. Les fractions de masse, le centre de masse proximal ainsi que les rayons de giration selon les axes sagittal ($\hat{I}_1$) et transverse ($\hat{I}_2$) y sont repris. Les différents segments du corps ont été définis selon les extrémités anatomiques suivantes :

- Tête : Vertex – Mi-distance entre les gonions
- Tronc supérieur : Articulation acromioclaviculaire – Xyphoïde
- Tronc inférieur : Xyphoïde – Epine iliaque antéro-supérieur
- Bras : Centre des articulations des épaules – Centre de l'articulation du coude

Partie du corps	Masse	CoM	RG(Axe S)	RG(Axe T)	RG(Prox S)	RG(Prox T)
Tête (VERX-MIDG)	0,0694	0,598	0,362	0,376	0,699	0,706
Tronc supérieur (ACR-XYPH)	0,1596	0,367	0,647	0,41	0,744	0,55
Tronc inférieur (XYPH-ASIS)	0,1633	0,326	0,349	0,277	0,478	0,428
Bras (SJC - EJC)	0,0271	0,577	0,285	0,269	0,644	0,637

TABLE 4.2 – Valeurs générales relatives. Les ratios de masse sont relatifs à la masse corporelle tandis que les ratios de centre de masse et de rayon de giration sont relatifs aux distances aux extrémités. [24]

Les rayons de giration ont été adaptés au sujet en reprenant ses mensurations et sont présentés dans la table 4.3.

Partie du corps	RG(Axe S)	RG(Axe T)	RG(Prox S)	RG(Prox T)
Tête (VERX-MIDG)	0,098	0,102	0,189	0,191
Tronc supérieur (ACR-XYPH)	0,226	0,144	0,26	0,193
Tronc inférieur (XYPH-ASIS)	0,056	0,044	0,076	0,068
Bras (SJC - EJC)	0,077	0,073	0,174	0,172

TABLE 4.3 – Valeurs relatives au sujet [24]

Les inerties peuvent dès lors être calculées selon la relation de Huygens, où k est le rayon de giration et d la distance entre le centre de masse et l'axe de rotation :

$$I = mk^2 + md^2 \quad (4.2)$$

La Table 4.4 récapitule les inerties obtenues pour le haut du corps d'un sujet mâle de 60 kg mesurant 1m72. Ces inerties ont été exprimées par rapport à la vertèbre T12 définie comme centre de masse.

Partie du corps	Masse [kg]	$\hat{I}_1$ CoM	$\hat{I}_2$ CoM	$\hat{I}_1$ prox	$\hat{I}_2$ prox	$\hat{I}_1$ CoM	$\hat{I}_2$ CoM
Tête	5	0,024	0,026	0,089	0,091	0,33	0,332
Tronc supérieur	9	0,256	0,103	0,339	0,185	0,256	0,103
Tronc inférieur	6.68	0,028	0,018	0,053	0,042	0,258	0,248
Bras	2.5	0,039	0,035	0,002	0,198	0,527	0,522
Total						1,372	1,205
Total (sans bras)						0,845	0,683

TABLE 4.4 – Inerties relatives au sujet en $[kg.m^2]$ par rapport aux centres de masses, aux points proximaux ainsi qu'à la vertèbre T12 (en bleu) [23][24]

Les inerties selon l'axe longitudinal $\hat{I}_3$ n'ont pas été prises en compte de par l'hypothèse que la marche ne présente que très peu de variation selon cet axe.

4.3 Limitations du modèle

Plusieurs limitations sont à considérer concernant la modélisation de l'ensemble du dispositif :

La simplification du modèle par rapport à la réalité : Ni les vertèbres ni les disques intervertébraux n'ont été modélisés dans leur entièreté. D'autre part, l'hypothèse que les articulations ne sont sujet qu'à des rotations est fausse par rapport à la réalité où ils peuvent subir de légères translations. De plus, les articulations dans le corps humain sont sujettes aux frottements, ces derniers n'ayant pas été pris en compte car *Robotran* considère des articulations parfaites sans frottement. S'il fallait les considérer, il faudrait développer un modèle mathématique de frottement.

Les muscles autour du pelvis, du dos ainsi que des épaules n'ont pas été modélisés. Ces muscles sont sources d'efforts externes sur les os auxquels ils sont attachés. Afin de modéliser leurs comportements, il aurait fallu développer un modèle de forces et de couples externes s'appliquant sur les corps du modèle. Malgré cela, les résultats obtenus sont des approximations de ce qui se passe réellement au sein de la colonne, mais donnent déjà une idée des forces impliquées.

La variabilité des données anthropométriques d'un patient à l'autre : Chaque être humain possède une morphologie différente et peut influencer les résultats en cinématique et encore plus en dynamique, de par la différence des masses et inerties du corps. Comme expliqué dans la section 4.2.1 les données anthropométriques sont le rassemblement de données tirées de plusieurs sujets et approximées à l'aide d'une approche linéaire. Un sujet peut donc diverger de cette approximation et induire des erreurs expérimentales sur ces masses et ces inerties. De ce fait, les forces calculées à l'aide du modèle peuvent être biaisées.

Dans cette optique, les masses et inerties des corps ont été calculées sur des patients sains et non sur des patients pathologiques. Les données anthropométriques varient en fonction de la pathologie du sujet. Pour coller au maximum avec la réalité, les données anthropométriques du modèle doivent être modifiées dans le cas d'un sujet pathologique.

5

Analyse de la cinématique et la dynamique sur la colonne vertébrale

Ce chapitre va présenter le laboratoire qui a mené à l'obtention des résultats pour l'analyse de la marche. Il commence par la description du laboratoire (dispositif, protocole,...). Ensuite, l'analyse de la marche d'un point de vue cinématique est détaillée et cette dernière est étendue à des mouvements sortant du cadre de la marche. Pour terminer, une analyse dynamique pour quantifier les efforts intervertébraux est développée.

5.1 Dispositif expérimental

Les tests réalisés dans le cadre de l'analyse de sensibilité ont été effectués au laboratoire de marche à Woluwe. Le matériel mis en oeuvre est le suivant :

- Cinq capteurs IMU
- Dix capteurs optocinétiques réfléchissants
- Huit caméras infrarouges
- Un tapis de marche
- Un sujet mâle de 60kg mesurant 1m72

5.2 Protocole

Avant toute manipulation avec les IMU, une calibration statique du sujet immobile sur le tapis a été effectuée via les caméras afin de pouvoir le repérer dans l'espace. Les capteurs optocinétiques étaient disposés sur le haut du corps au niveau des avant-bras, bras, épaules, bassin, et le long du dos comme illustré sur la Figure 5.1. Pour le bassin, trois capteurs sont posés sur le sacrum et sur l'os iliaque gauche et droit. La partie lombaire comprend un capteur au niveau de la vertèbre T12 et le haut du corps est quant à lui pourvu de deux capteurs disposés sur l'acromion gauche et droit. Finalement, chaque bras comprend un capteur sur l'articulation du coude ainsi que sur l'apophyse osseuse du poignet.

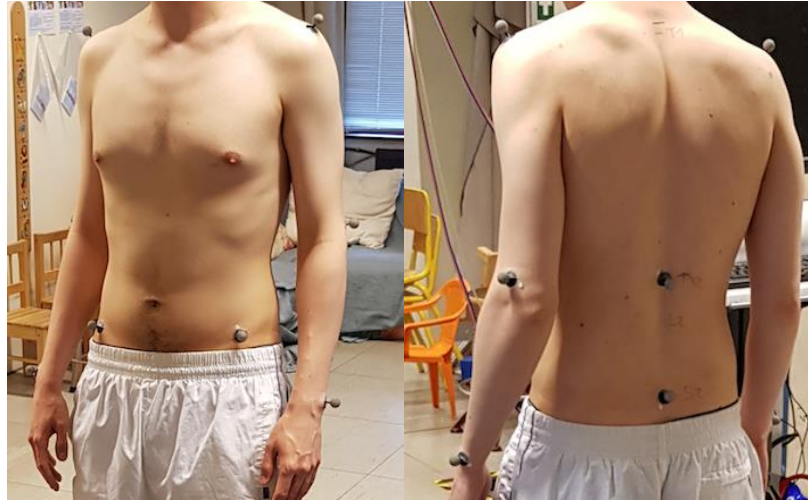


FIGURE 5.1 – Capteurs réfléchissants apposés sur le sujet

Ensuite, la Figure 5.2 montre les IMU étant initialisés grâce à la commande 'Tare' sur un racle avant d'être apposés dans le dos du sujet. Cette opération avait pour but d'avoir des repères dans la même direction pour toutes les centrales inertielles au départ. Dans le cas contraire, si celles-ci étaient initialisées sur le sujet, chacune aurait son propre repère inertiel avec des orientations différentes à l'endroit où la centrale est placée, et il serait impossible d'analyser correctement les résultats par la suite.

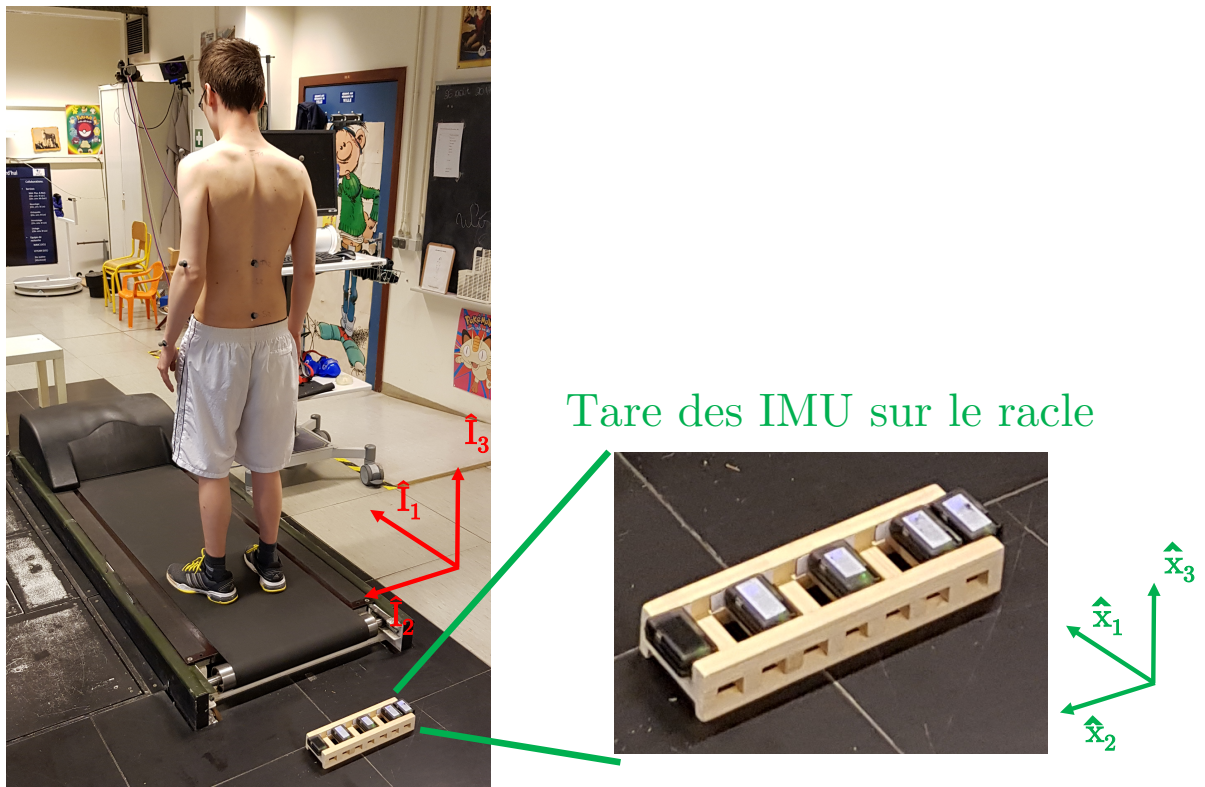


FIGURE 5.2 – Initialisation des IMU sur le racle

Après initialisation, les centrales inertielles étaient collées une à une au moyen de tape médical aux positions correspondant à celles du modèle décrit dans le chapitre 4, à savoir :

au niveau de la vertèbre S2, T12, C1 et au dessus des coudes sur les bras comme montré sur la Figure 5.3.

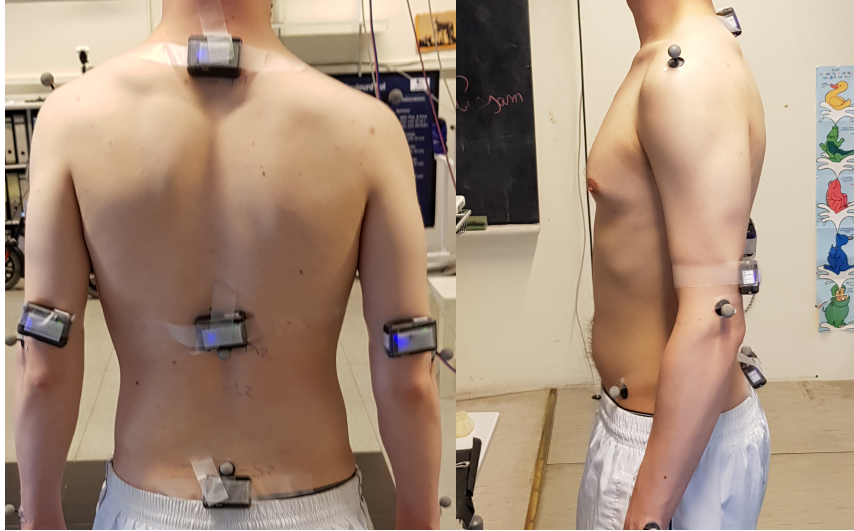


FIGURE 5.3 – Capteurs IMU apposés sur le sujet

L'expérience consistait à faire exécuter le sujet divers mouvements sur le tapis :

- Marche sur tapis roulant,
- Flexions selon l'axe sagittal et transverse,
- Rotations selon l'axe longitudinal,



Flexions autour de l'axe transverse

Flexions autour de l'axe sagittal

Rotations autour de l'axe longitudinal

FIGURE 5.4 – Décomposition des mouvements de flexions et rotations.

Les mouvements ont été réalisés les uns à la suite des autres. Les centrales inertielles étaient fonctionnelles durant tout le long de l'expérience de manière à avoir une seule prise de données. Les mouvements de flexion et de rotation ont été réalisés afin d'analyser le comportement de notre modèle face à d'autres mouvements que la marche.

5.3 Résultats

Cette section va développer les résultats obtenus pour la cinématique et la dynamique du modèle lors des expériences réalisées au laboratoire de marche. La cinématique va principalement s'intéresser aux positions que prennent les différentes articulations. Dans la partie dynamique, une approche quantitative des efforts intervertébraux va être développée.

Il est à noter que les résultats obtenus sont dus au traitement préalable des données. Toutes les données renvoyées par les capteurs IMU ont été exprimées par rapport au repère inertiel du modèle suivant la méthode 2.6. Le modèle a été exploité en utilisant les données de l'IMU et des capteurs optocinétiques comme décrit dans les sections 2.4 et 2.5. Les données de l'IMU et des capteurs optocinétiques ont été synchronisées comme expliqué dans la section 2.7. Une méthode de filtrage des données des capteurs optocinétiques a dû être employée afin d'enlever le bruit de ces dernières (Section 2.8).

5.3.1 Analyse cinématique

L'analyse des résultats va être effectuée en parcourant les différents corps du modèle (de bas en haut). La base du modèle étant le pelvis, des erreurs cinématiques sur ce dernier auront des répercussions sur les corps au-dessus de lui par propagation. Le but de cette démarche est de mettre en évidence l'impact de la précision des capteurs IMU sur le modèle grâce à une confrontation aux résultats des capteurs optocinétiques. Après avoir analysé le pelvis, l'attention sera portée sur la partie lombaire puis sur le haut du corps et cela pour les mouvements de marche. Les bras ne seront pas inclus dans l'analyse, leur présence dans le modèle étant justifiée par l'influence qu'ils peuvent exercer sur la cinématique du haut du corps. Finalement, l'utilisation du modèle sera étendue aux mouvements de flexion et de rotation afin de voir si ce dernier est capable d'obtenir des résultats cohérents lors de mouvements avec une amplitude plus élevée et non périodique.

5.3.1.1 Marche à 6 [km/h]

Dans cette partie, l'analyse de la marche va être effectuée en confrontant les résultats obtenus avec les capteurs IMU à ceux des capteurs optocinétiques. Le début de l'analyse va commencer par le pelvis pour les trois articulations en rotation. Le pelvis est à la base du modèle, il faut donc s'assurer que les différences entre les capteurs optocinétiques et les capteurs IMU soient le plus faible possible.

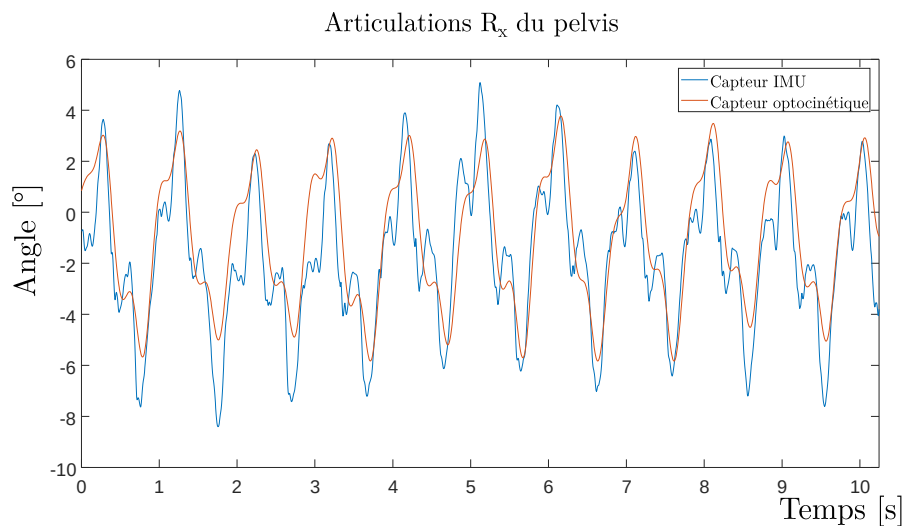


FIGURE 5.5 – Position angulaire de l'articulation R_x du pelvis lors de la marche sur tapis.

La Figure 5.5 montre les différentes valeurs que prend l'articulation R_x du pelvis (c'est-à-dire les rotations de celui-ci autour de l'axe sagittal) lors du mouvement de la marche. On constate facilement que les capteurs optocinétiques et ceux de l'IMU renvoient les mêmes valeurs avec une différence de précision de l'ordre de 2° . De plus, les variations d'amplitude (pics et creux) sont également présentes sur le modèle où les capteurs IMU sont utilisés. Les résultats du capteur IMU semblent plus sensibles aux variations que ceux des capteurs optocinétiques : la courbe bleue présentant plus de variations que la courbe rouge.

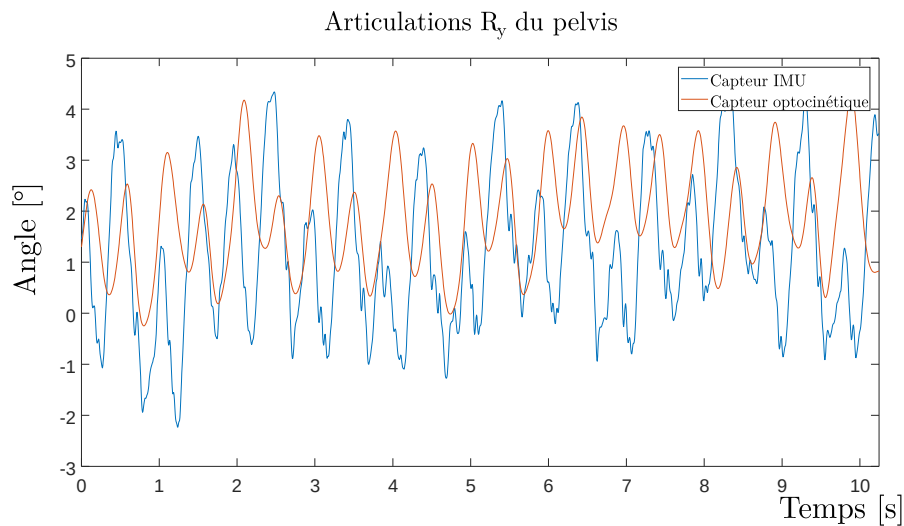


FIGURE 5.6 – Position angulaire de l'articulation R_y du pelvis lors de la marche sur tapis.

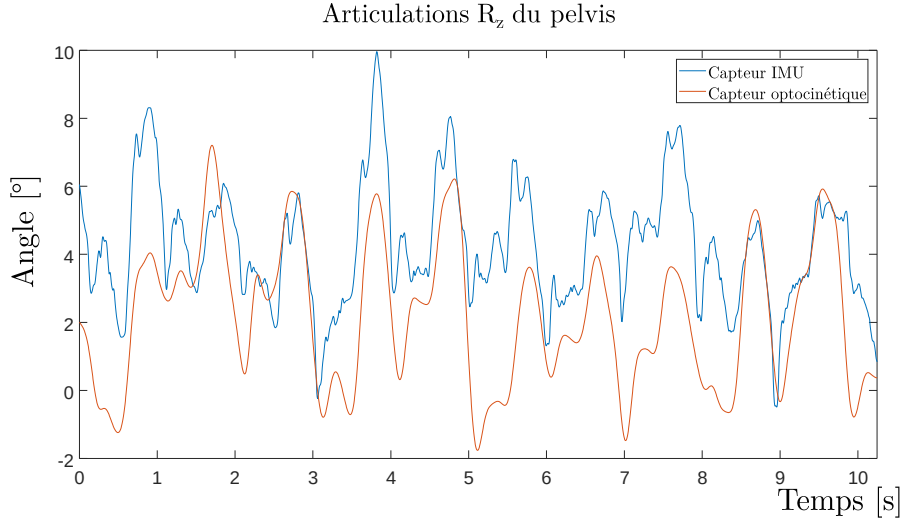


FIGURE 5.7 – Position angulaire de l’articulation R_z du pelvis lors de la marche sur tapis.

Les Figures 5.6 et 5.7 reprennent respectivement les valeurs prises par le pelvis lors de la marche autour des axes sagittal et longitudinal. L’ordre de grandeur des variations est semblable entre les données des IMU et des capteurs optocinétiques et les différences d’amplitudes atteignent au maximum 4° . Les pics et les creux sont synchronisés entre les deux systèmes de référence ce qui prouve un comportement similaire. Comme mentionné à la Figure 5.5, les capteurs IMU présentent un comportement plus sensible aux variations que les capteurs optocinétiques.

Les résultats obtenus pour le pelvis d’un point de vue cinématique entre les capteurs optocinétiques et les IMU sont semblables. Les légères différences entre les deux référentiels restent dans les ordres de grandeur observés lors du premier laboratoire de calibration (Chapitre 3). Maintenant que la cinématique du pelvis a été identifiée et validée, la cinématique de la partie lombaire peut être investiguée plus en détails.

Lors de l’expérience, le sujet était équipé d’un capteur IMU disposé à hauteur de la vertèbre T12. Les résultats cinématiques lors de l’utilisation du modèle avec ce capteur n’étaient pas satisfaisants car les erreurs sur les articulations des lombaires étaient trop importantes. Cela s’explique assez simplement par le fait que les capteurs IMU renvoient les orientations des corps (et non des articulations). Lors de la dynamique inverse, l’optimisateur va chercher les solutions pour les articulations de sorte que les orientations des corps soient celles imposées par les données des IMU. Sur la Figure 5.8, les trois corps (pelvis, partie lombaire et haut du corps) ont chacun une certaine orientation. Cependant, pour une unique orientation des trois corps, plusieurs solutions sont possibles pour les articulations. La Figure 5.8 montre quatre configurations où les articulations ont des valeurs différentes mais les corps ont une orientation unique.

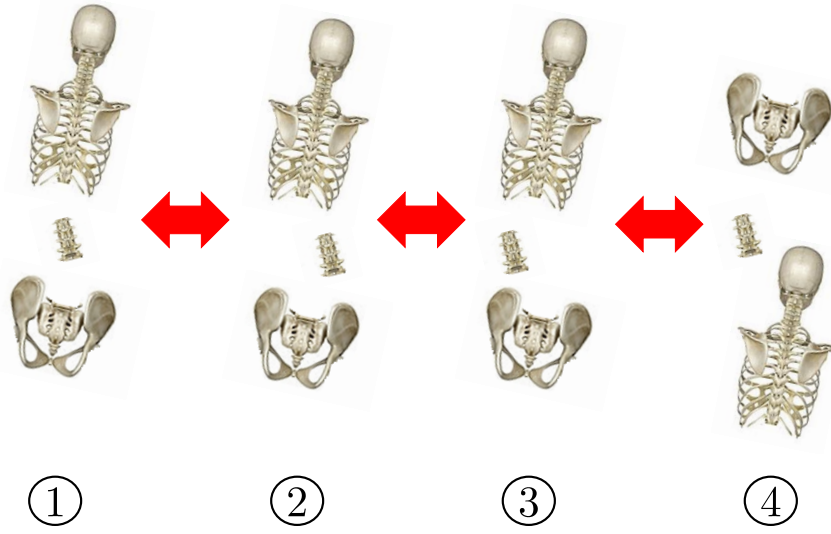


FIGURE 5.8 – Différentes configurations des articulations pour une même orientation de chacun des corps.

De ce fait, il a été décidé de ne pas tenir compte des données de cet IMU, et en contrepartie, d'introduire deux contraintes liant les articulations R_x et R_y des lombaires avec leurs homologues du haut du corps¹ afin d'obtenir les bonnes valeurs dans les articulations. Les contraintes étant exprimées sous la forme :

$$h(1) = f(x_1)R_{x,lombaire} - R_{x,haut-du-corps} = 0 \quad (5.1)$$

$$h(2) = f(x_2)R_{y,lombaire} - R_{y,haut-du-corps} = 0 \quad (5.2)$$

Où :

- $h(1)$ et $h(2)$ sont les deux contraintes,
- $f(x_1)$ et $f(x_2)$ sont deux fonctions quelconques reliant les articulations homologues entre elles,
- R correspond à une articulation du modèle,

Afin de trouver les deux contraintes, il faut observer un rapport entre les articulations homologues des lombaires et du haut du corps. Pour ce faire, sur base des résultats des capteurs optocinétiques, les fonctions $f(x_1)$ et $f(x_2)$ ont été déduites à partir d'observations graphiques. Les contraintes sont trouvées à l'aide des résultats des capteurs optocinétiques car ceux-ci sont les résultats de référence.

1. Il est possible d'introduire des contraintes sous ROBOTRAN à l'aide de la fonction : USER_CONS_HJ

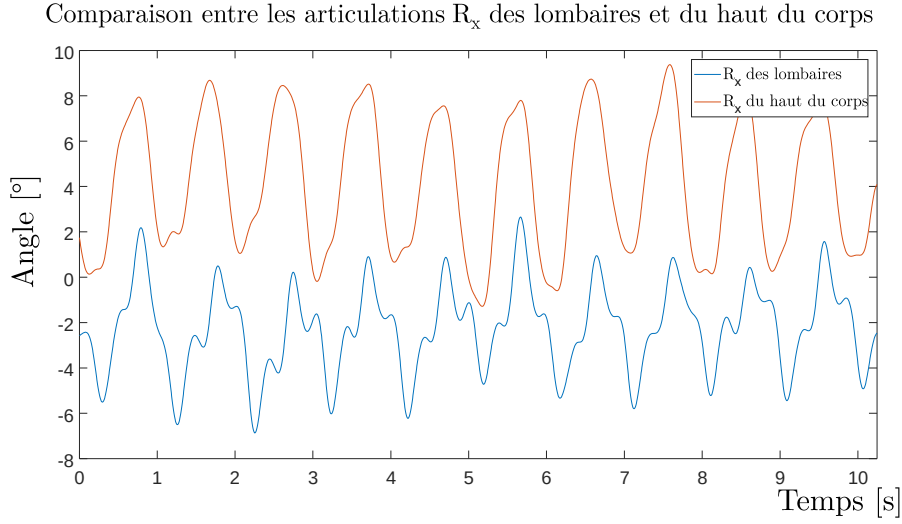


FIGURE 5.9 – Positions prises par les articulations R_x des lombaires et du haut du corps lors de la marche pour les capteurs optocinétiques.

La première contrainte $h(1)$ est déduite en observant la Figure 5.9. Les valeurs de l'articulation R_x des lombaires sont du même ordre de grandeur que celles de l'articulation R_x du haut du corps, mais celles de la partie lombaire sont toujours inférieures de 5° par rapport aux valeurs du haut du corps. Sur base de cette observation la contrainte $h(1)$ s'exprime :

$$h(1) = R_{x,lombaire} - (R_{x,haut-du-corps} - 5^\circ) = 0 \quad (5.3)$$

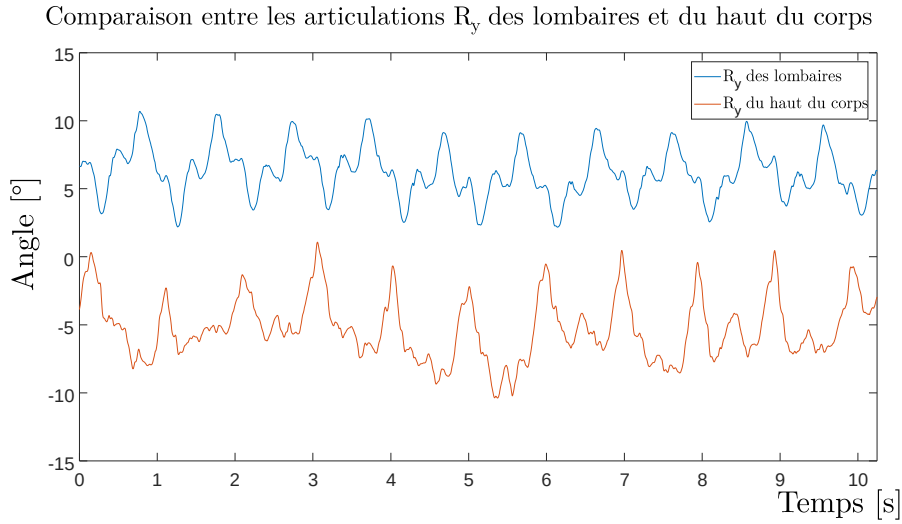


FIGURE 5.10 – Positions prises par les articulations R_y des lombaires et du haut du corps lors de la marche pour les capteurs optocinétiques.

La même démarche est appliquée afin de trouver la deuxième contrainte. La Figure 5.10 montre les valeurs des articulations R_y pour les lombaires ainsi que pour le haut du corps. Sur cette Figure 5.10, il est plus difficile de faire ressortir un rapport entre les articulations car les deux signaux sont assez différents. Néanmoins, il a été décidé (et ce de manière arbitraire) que la contrainte $h(2)$ aura la forme :

$$h(2) = R_{y,lombaire} - (R_{y,haut-du-corps} + 5^\circ) = 0 \quad (5.4)$$

Une fois que les deux contraintes ont été déterminées, ces dernières peuvent être injectées dans le modèle des IMU afin que les valeurs prises par les articulations de la partie lombaire soient connues. Les résultats obtenus pour celles-ci sont repris aux Figures 5.11 et 5.12.

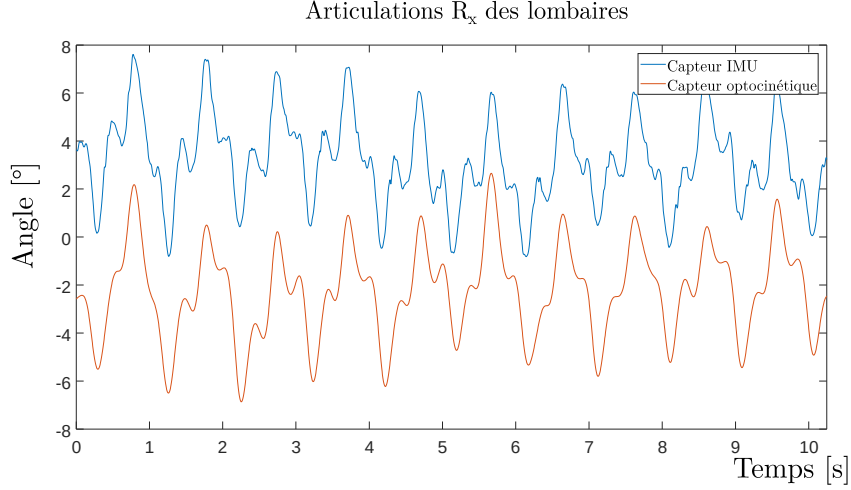


FIGURE 5.11 – Position angulaire de l’articulation R_x de la partie lombaire lors de la marche sur tapis.

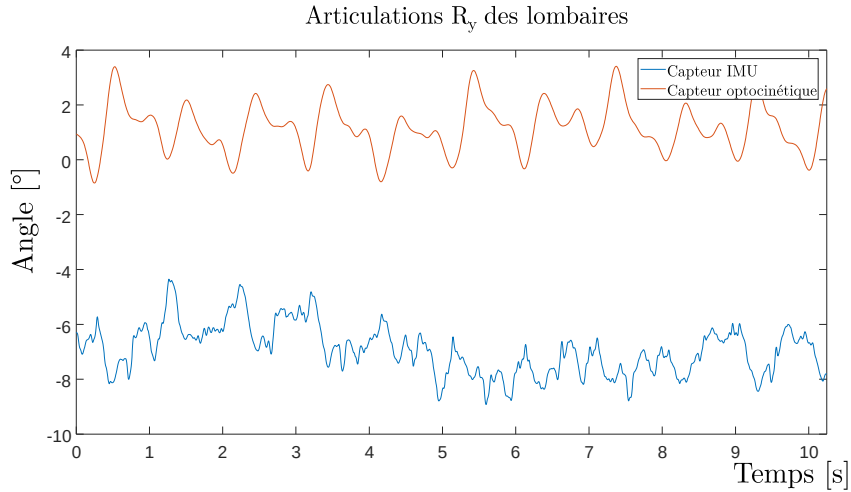


FIGURE 5.12 – Position angulaire de l’articulation R_y de la partie lombaire lors de la marche sur tapis.

La Figure 5.11 montre une variation de mouvements semblable entre les IMU et les capteurs optocinétiques. Néanmoins, l’erreur est assez élevée car elle est souvent supérieure à 6° . La Figure 5.12 est encore moins satisfaisante car en plus de l’erreur toute aussi élevée, les variations de position ne sont également pas respectées. Pour pallier ce problème, le modèle va être simplifié (rappel : le modèle est le même pour les IMU et les capteurs optocinétiques, la différence réside dans la façon de l’utiliser, voir Chapitre 2) : l’articulation

R_y des lombaires va être retirée. Dans le cadre de l'analyse de la marche, les rotations autour de l'axe sagittal et donc les rotations R_x des corps ont plus d'importance que celle autour de l'axe transverse. Pour s'en convaincre, il suffit d'observer les amplitudes des articulations R_x et R_y de la partie lombaire. L'amplitude de l'articulation R_x est bien plus élevée que celle de R_y . C'est pour cette raison que la liberté de retirer l'articulation R_y au niveau de la partie lombaire a été faite. La Figure 5.13 montre le modèle sans cette articulation :

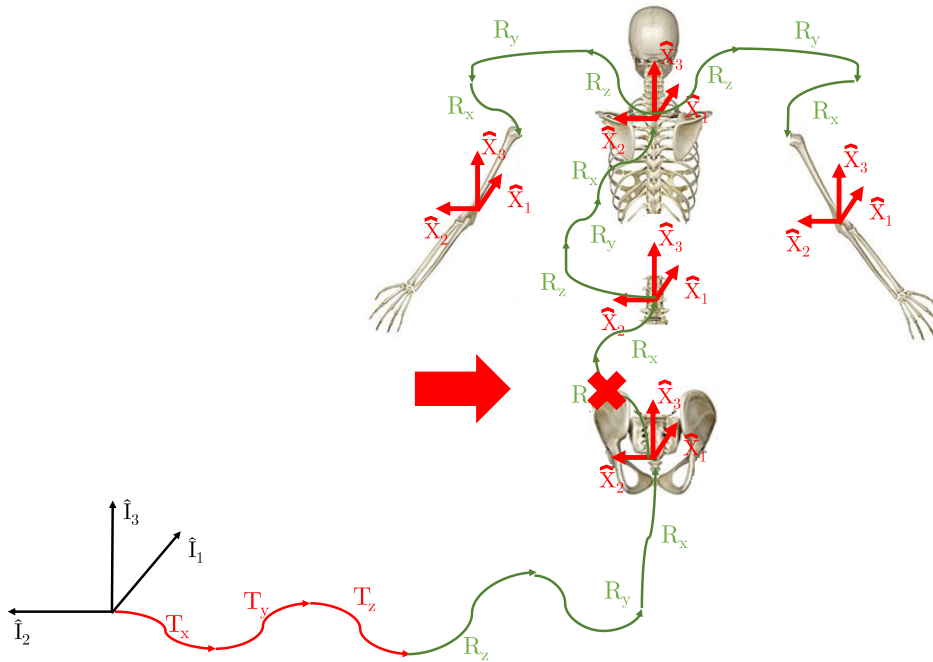


FIGURE 5.13 – Modèle du haut du corps modifié

Le modèle ayant perdu une articulation au niveau de la partie lombaire, la contrainte $h(2)$ n'a plus lieu d'être et seule la contrainte $h(1)$ qui lie les articulations R_x entre la partie lombaire et le haut du corps reste lors de l'utilisation du modèle avec les capteurs IMU. Suite à cette simplification, la cinématique des lombaires est modifiée.

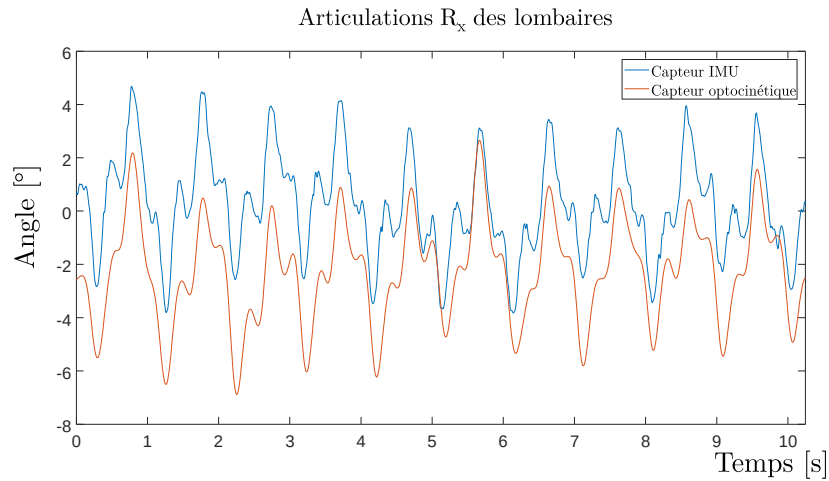


FIGURE 5.14 – Position angulaire de l’articulation R_x de la partie lombaire lors de la marche sur tapis après la simplification du modèle.

La Figure 5.14 montre un meilleur comportement de l’articulation R_x du lombaire suite à la simplification du modèle. Les variations et les amplitudes sont fortement semblables à celles du repère optocinétique. La différence d’amplitude maximale est de l’ordre de 2° et les variations (pics et creux) sont semblables entre les deux courbes. Maintenant que l’analyse de la partie lombaire est faite, la partie supérieure du modèle qui est composée du haut du corps peut être passée en revue.

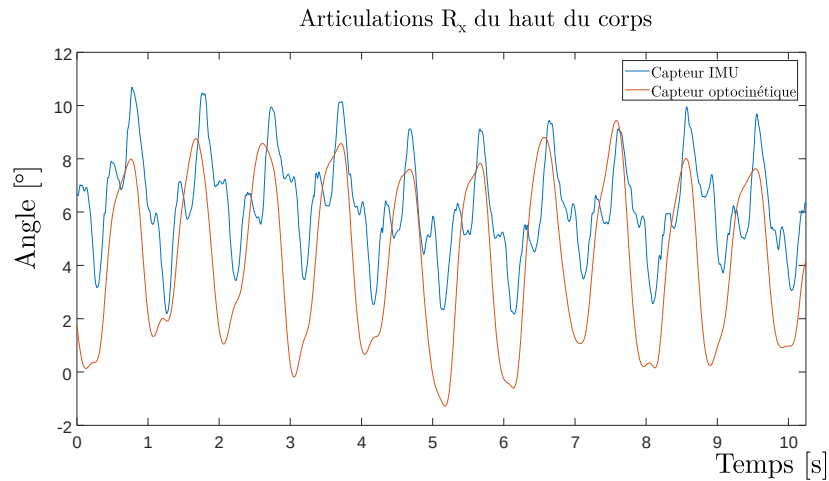


FIGURE 5.15 – Position angulaire de l’articulation R_x du haut du corps lors de la marche sur tapis après la simplification du modèle.

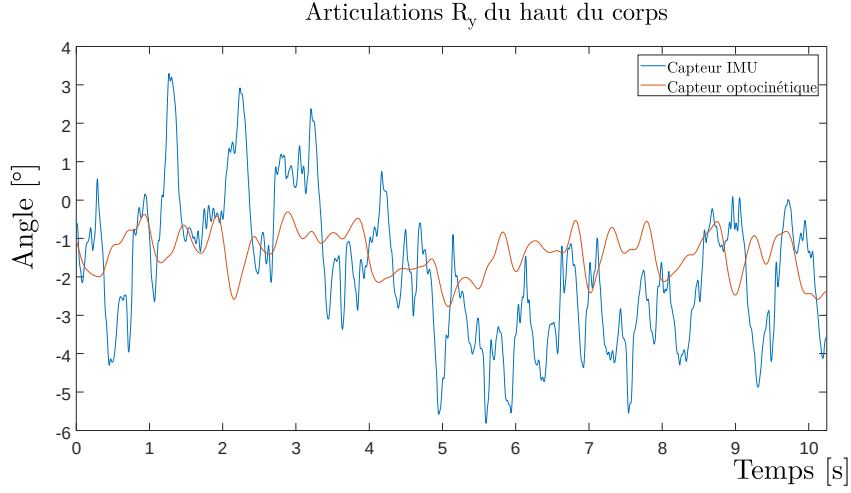


FIGURE 5.16 – Position angulaire de l’articulation R_y du haut du corps lors de la marche sur tapis après la simplification du modèle.

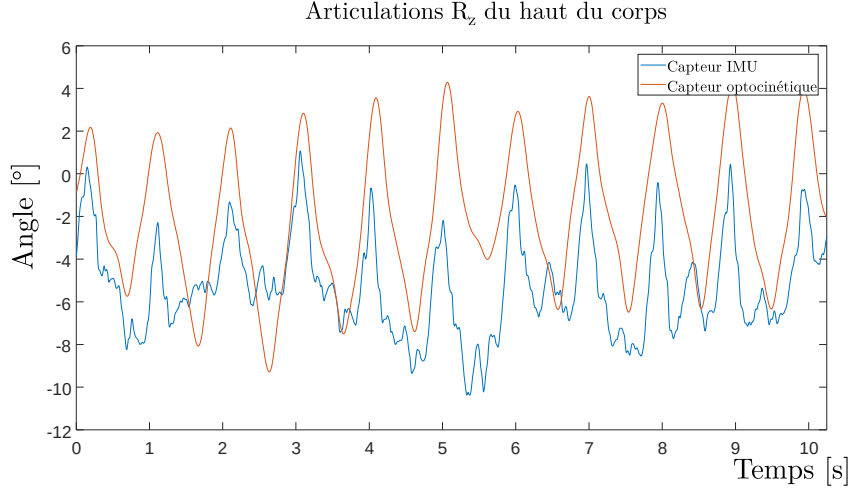


FIGURE 5.17 – Position angulaire de l’articulation R_z du haut du corps lors de la marche sur tapis après la simplification du modèle.

La Figure 5.15 montre le comportement semblable entre les IMU et le capteur optocinétique. La variation d’amplitude est la même et l’erreur entre les deux mesures est inférieure à 4° . Pour l’articulation R_y à la Figure 5.16, les variations de mouvement ne sont pas respectées. Néanmoins, les différences de position ne dépassent pas 5° . Finalement, l’articulation R_z présentée à la Figure 5.17 respecte tout à fait les variations de mouvement ainsi que la différence d’amplitude qui ne dépasse pas 4° non plus. Pour rappel, toutes les articulations des corps précédents respectent les observations faites lors de la partie calibration mais également les résultats obtenus dans le cadre d’études semblables [42].

Avant de passer à l’analyse des accélérations, la Figure 5.18 reprend un schéma bloc avec les différentes étapes effectuées afin d’obtenir les résultats présentés précédemment.

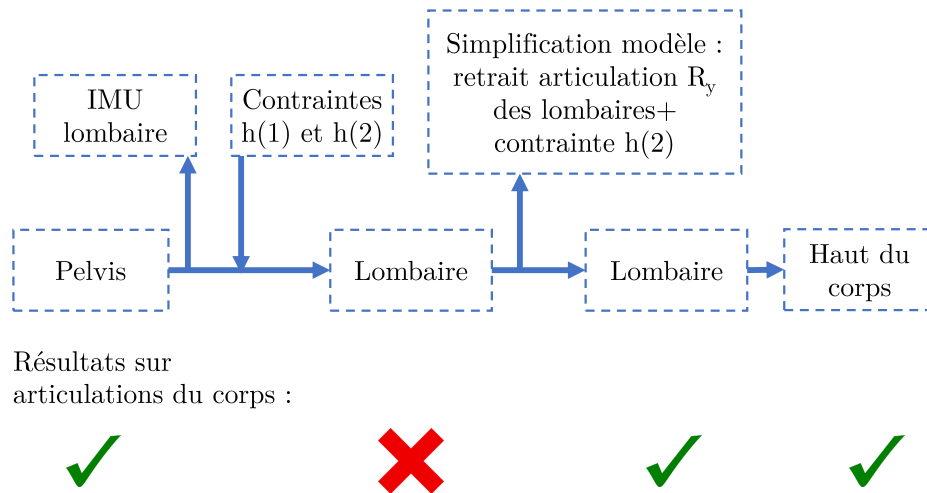


FIGURE 5.18 – Schéma bloc reprenant les étapes afin d’obtenir des résultats en conformité avec les capteurs optocinétiques.

Le tableau 5.1 synthétise les résultats obtenus présentés précédemment pour les différents corps et articulations.

Corps	Articulations	Erreur (°)	Comportement
Pelvis	R_x	± 2	+
	R_y	± 2	$\pm$
	R_z	± 4	+
Partie lombaire	R_x	± 2	+
Haut du corps	R_x	± 4	+
	R_y	± 4	-
	R_z	± 4	$\pm$

TABLE 5.1 – Récapitulatif des résultats obtenus pour les articulations lors de la marche

Maintenant que les positions des différentes articulations ont été passées en revue, la suite de l’analyse cinématique de la marche va s’intéresser aux accélérations. Uniquement celles du pelvis en translation sont considérées, étant donné que les autres corps sont dépendants de celui-ci au sein du modèle.

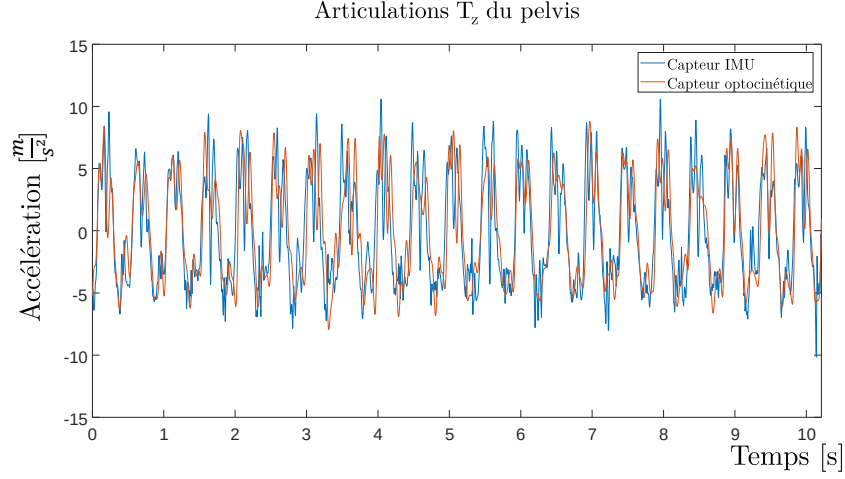


FIGURE 5.19 – Accélération de l’articulation T_z du pelvis lors de la marche sur tapis.

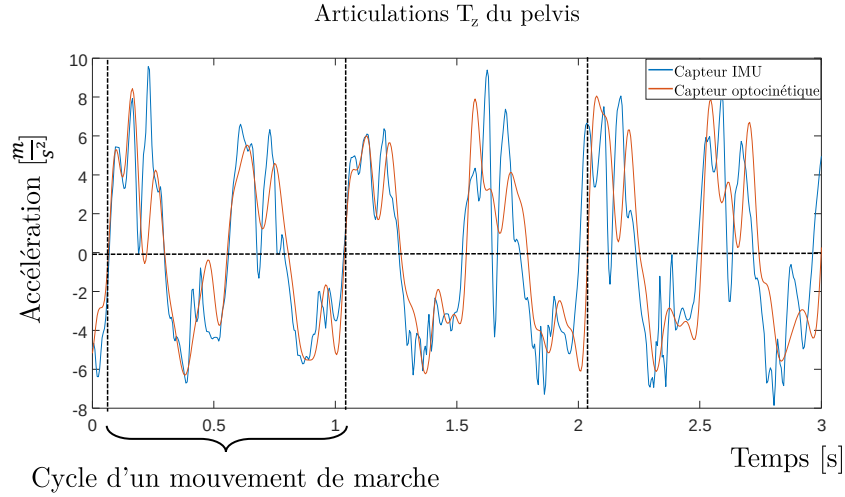


FIGURE 5.20 – Zoom sur l’accélération de l’articulation T_z du pelvis lors de la marche

Les Figures 5.19 et 5.20 montrent les accélérations en translation du pelvis selon l’axe longitudinal. Des amplitudes jusqu’à $4 \left[\frac{m}{s^2} \right]$ peuvent être relevées avec une bonne synchronisation des données du modèle renvoyées par l’IMU et les capteurs optocinétiques.

Pour clôturer l’analyse cinématique de la marche, les résultats obtenus à l’aide des capteurs IMU ont été confrontés articulation par articulation à ceux des capteurs optocinétiques. Chacune des valeurs des articulations obtenues à l’aide des capteurs IMU est donc fortement semblable à celles obtenues à l’aide des capteurs optocinétiques. Même si il existe des erreurs de précisions, le comportement (pics et creux) du modèle avec les capteurs IMU est semblable à celui des capteurs optocinétiques. Au vu de ces résultats, la façon d’utiliser le modèle avec les capteurs IMU est correcte, les erreurs résultant plus des valeurs des angles d’Euler renvoyées par ces derniers. Néanmoins, les écarts de mesure restaient inférieures aux erreurs observées lors du laboratoire préliminaire de calibration Chapitre 3 et aux résultats obtenus dans le cadre d’autres études [42].

5.3.1.2 Mouvements de flexion et de rotation

Après avoir analysé les résultats obtenus avec les capteurs IMU lors de la marche, l'utilisation du modèle va être étendue aux mouvements de flexion et de rotation.

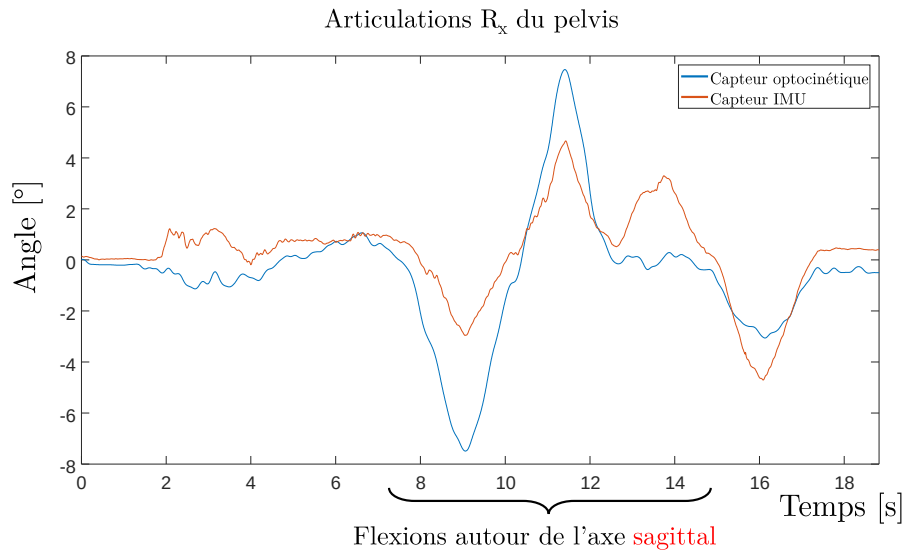


FIGURE 5.21 – Position angulaire des articulations R_x du pelvis lors des flexions

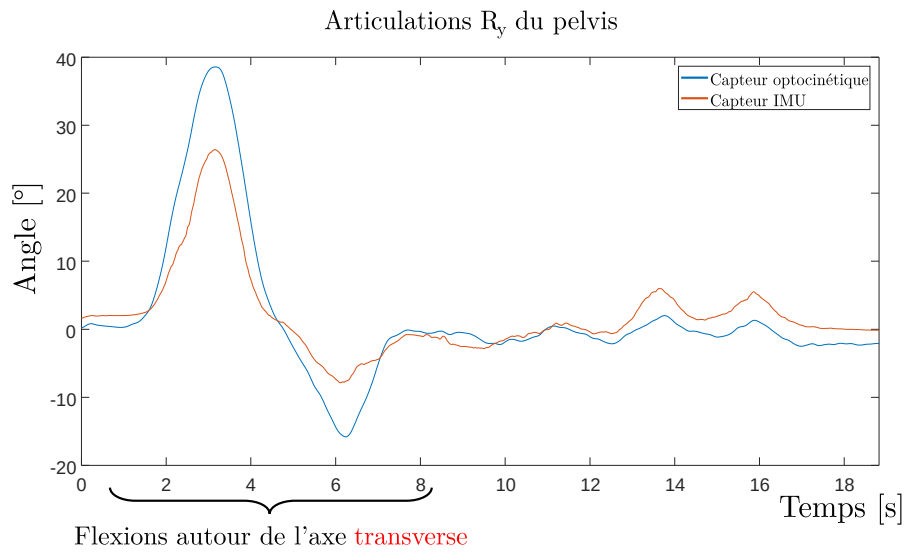


FIGURE 5.22 – Position angulaire des articulations R_y du pelvis lors des flexions

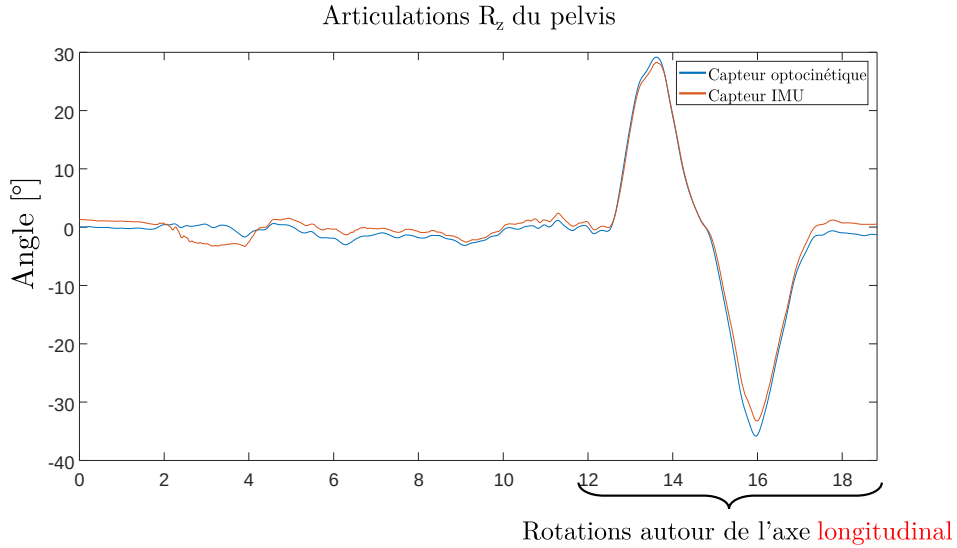


FIGURE 5.23 – Position angulaire des articulations R_z du pelvis lors des flexions

Les positions angulaires lors des mouvements de flexion selon les axes sagittal et transversal présentent respectivement des erreurs d'amplitude entre 4° et 15° comme le montrent les Figures 5.21 et 5.22. Toutefois, la précision lors de l'utilisation des capteurs IMU pour l'articulation R_x est de l'ordre de 4° . Cette précision reste dans la norme identifiée précédemment. La rotation selon l'axe longitudinal sur la Figure 5.23 fait ressortir une erreur minime entre les IMU et les capteurs optocinétiques. D'un point de vue cinématique, le positionnement du pelvis est correct avec les IMU selon les deux axes sagittal et longitudinal, la précision selon l'axe transversal n'est pas suffisante pour valider l'articulation R_y .

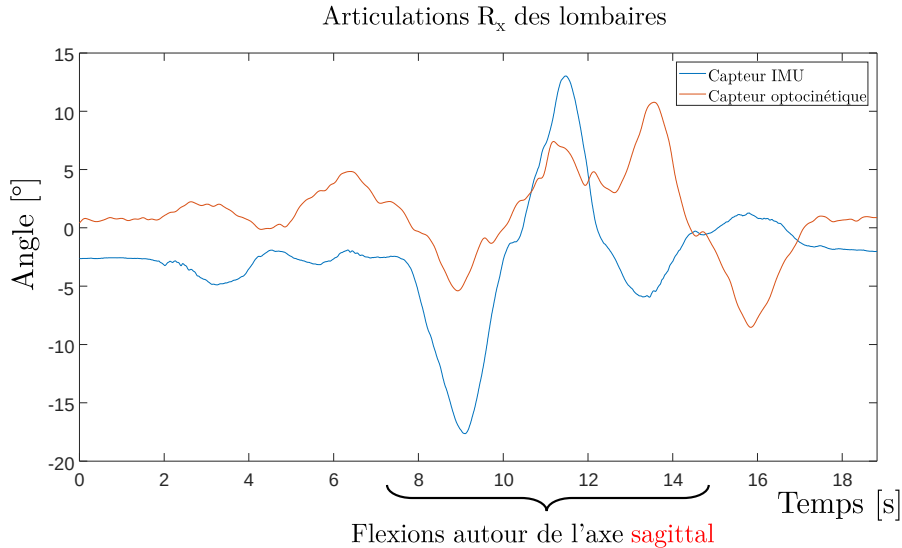


FIGURE 5.24 – Position angulaire des articulations R_x des lombaires lors des flexions

La Figure 5.24 montre un comportement avec des différences importantes entre les capteurs IMU et les capteurs optocinétiques tant d'un point de vue amplitude que d'un point de vue suivi du mouvement, les erreurs de précision dépassant 10° . La contrainte fixée précédemment dans l'Equation 5.3 n'est donc plus valable pour les mouvements de

rotation et de flexion. Cette contrainte est donc limitée aux mouvements de marche et doit être revue pour ces mouvements-ci. Afin de modifier cette dernière pour qu'elle fonctionne pour les mouvements traités dans cette section, il faut analyser le comportement des articulations R_x des lombaires et du haut du corps lorsque le modèle est utilisé avec les capteurs optocinétiques.

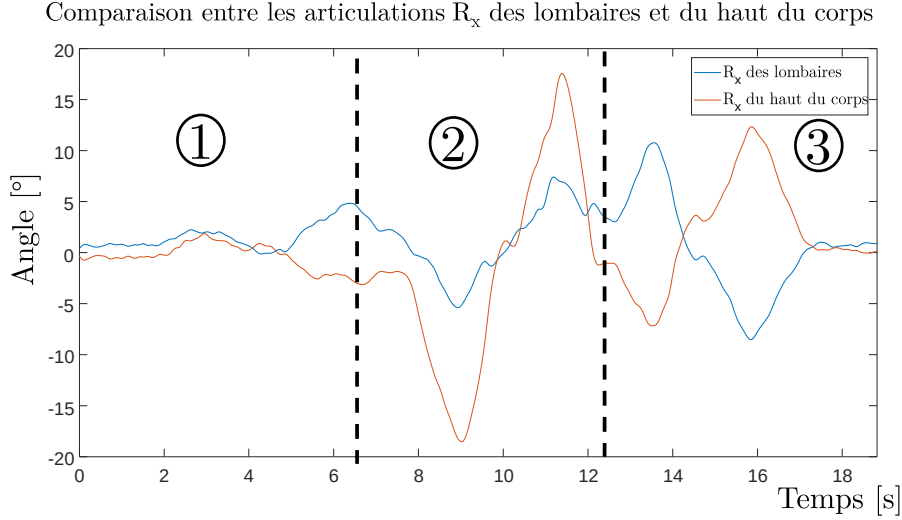


FIGURE 5.25 – Positions prises par les articulations R_x par les lombaires et le haut du corps lors des flexions et rotations pour les capteurs optocinétiques.

La Figure 5.25 montre le comportement de l'articulation lombaire divisé en trois zones distinctes qui correspondent aux trois types mouvements réalisés lors des rotations et des flexions. Premièrement, lors des flexions autour de l'axe transverse (zone 1), l'articulation R_x de la partie lombaire réagit de la même façon que l'articulation du haut du corps R_x . Deuxièmement, lors des flexions autour de l'axe sagittal (zone 2), l'articulation de la partie lombaire va suivre le même mouvement que le haut du corps mais avec une amplitude réduite. Finalement, lors des rotations autour de l'axe longitudinal, les deux articulations vont avoir un comportement opposé mais de même amplitude. La contrainte peut donc être exprimée en fonction du type de mouvement de la sorte :

$$h_1(M) = f(M)R_{x,lombaire} - R_{x,haut-du-corps} = 0 \quad (5.5)$$

Où $f(M)$ va être une fonction qui lie les deux contraintes en fonction du mouvement. Après analyse de la Figure 5.25, la contrainte s'exprime :

$$h(M) = \begin{cases} R_{x,lombaire} - R_{x,haut-du-corps} = 0 & \text{si } M = \text{Flexions transverses} \\ 3.5R_{x,lombaire} - R_{x,haut-du-corps} = 0 & \text{si } M = \text{Flexions sagittales} \\ R_{x,lombaire} + R_{x,haut-du-corps} = 0 & \text{si } M = \text{Rotations longitudinales} \end{cases} \quad (5.6)$$

Suite à l'injection de cette contrainte pour la partie lombaire, la Figure 5.26 reprend le résultat obtenu :

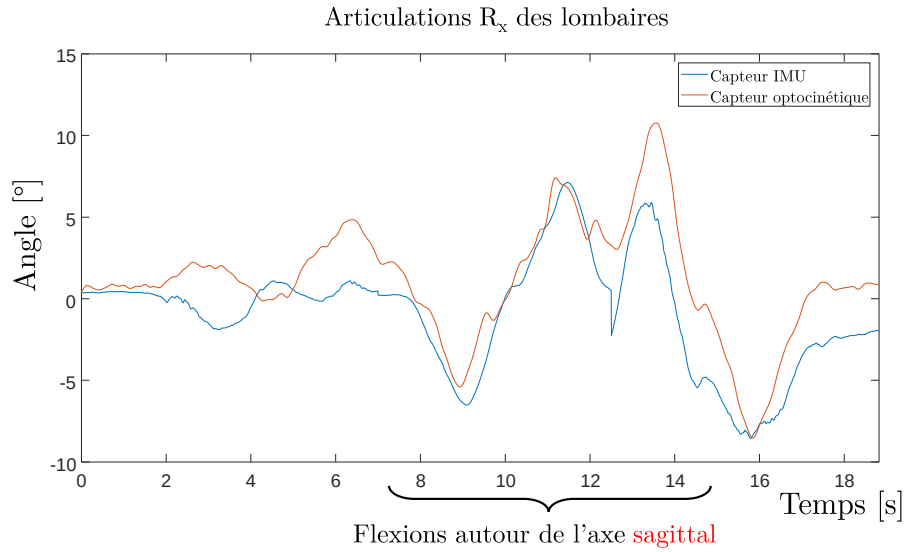


FIGURE 5.26 – Position angulaire des articulations R_x des lombaires lors des flexions

Cette Figure 5.26 en comparaison avec la Figure 5.24 montre clairement l'apport bénéfique de la nouvelle contrainte. Le modèle avec les IMU a la même courbe que celui avec les capteurs optocinétiques et l'écart maximum entre les deux courbes est de l'ordre de 5° .

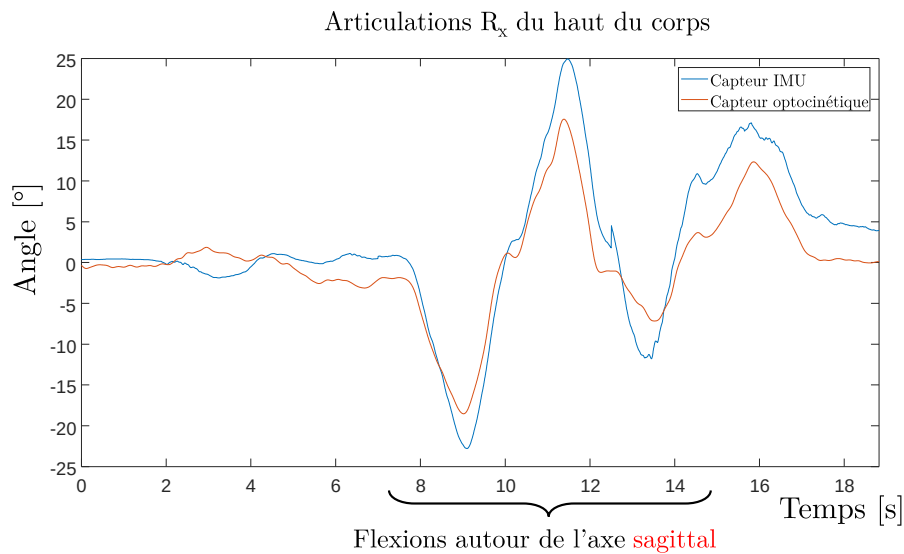


FIGURE 5.27 – Position angulaire des articulations R_x du haut du corps lors des flexions

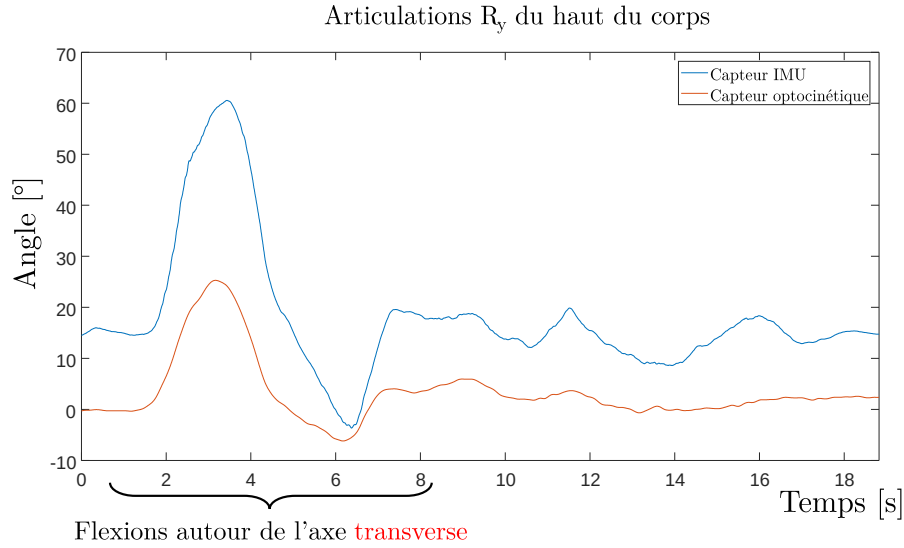


FIGURE 5.28 – Position angulaire des articulations R_y du haut du corps lors des flexions

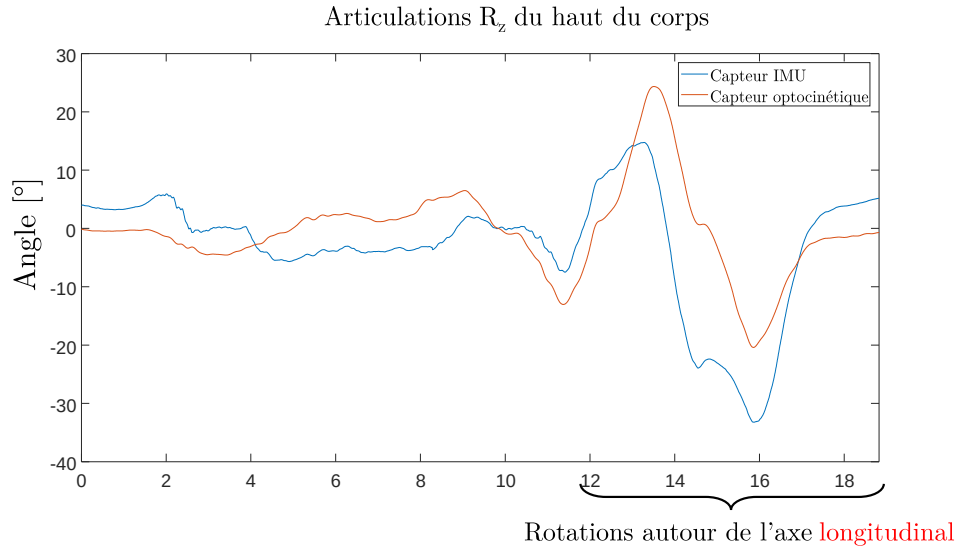


FIGURE 5.29 – Position angulaire des articulations R_z du haut du corps lors des flexions

Les Figures 5.27, 5.28 et 5.29 reprennent les positions angulaires obtenues pour le haut du corps. La Figure 5.27 montre un comportement semblable entre les deux courbes et une erreur sur la précision de l'ordre de 5° . Pour les Figures 5.28 et 5.29, le comportement entre les deux courbes possèdent la même allure mais malheureusement, la précision n'est pas bonne avec des erreurs qui peuvent atteindre jusqu'à 10° . La différence à la Figure 5.28 est due à l'erreur en R_y du pelvis à la Figure 5.22. En effet, la rotation en R_y du pelvis est insuffisante lors de l'utilisation des capteurs IMU et cette erreur se répercute par une compensation de la rotation du haut du corps en R_y . Pour la rotation autour de l'axe longitudinal R_z , le pelvis lors de l'utilisation des IMU a un comportement quasi identique à celui des capteurs optocinétiques (Figure 5.23), pourtant une erreur apparaît sur la rotation R_z sur le haut du corps. Elle vient probablement de mauvaises mesures expérimentales.

Pour conclure l'analyse des flexions et des rotations le Tableau 5.2 reprend les résultats obtenus pour les positions angulaires des articulations de chaque corps.

Corps	Articulations	Erreur (°)	Comportement
Pelvis	R_x	± 4	$\pm$
	R_y	± 15	+
	R_z	± 1	+
Partie lombaire	R_x	± 5	+
Haut du corps	R_x	± 5	+
	R_y	± 40	+
	R_z	± 10	+

TABLE 5.2 – Récapitulatif des résultats obtenus pour les articulations lors des flexions

L'analyse cinématique des mouvements de flexion et de rotation montrent des résultats encourageant malgré les erreurs de précision. Le mouvement posant problème est celui de flexion selon l'axe transverse car les articulations R_y des différents corps ont des erreurs assez importantes. Néanmoins, les courbes des différentes articulations présentent un bon comportement car elles suivent de manière assez fidèle les variations de celles du modèle avec les capteurs optocinétiques.

5.3.2 Analyse dynamique

Dans cette section, une analyse des forces impliquées dans la vertèbre T6 lors de la marche à 6 [km/h] est présentée. Une comparaison entre les résultats obtenus par les capteurs IMU et les capteurs optocinétiques est toujours de rigueur.

Les efforts intervertébraux sont modélisés en considérant deux composantes : la force normale Q_{normal} perpendiculaire au plan du disque $\{\hat{\mathbf{J}}_1^n, \hat{\mathbf{J}}_2^n\}$ et la force de cisaillement Q_{shear} agissant dans le même plan.

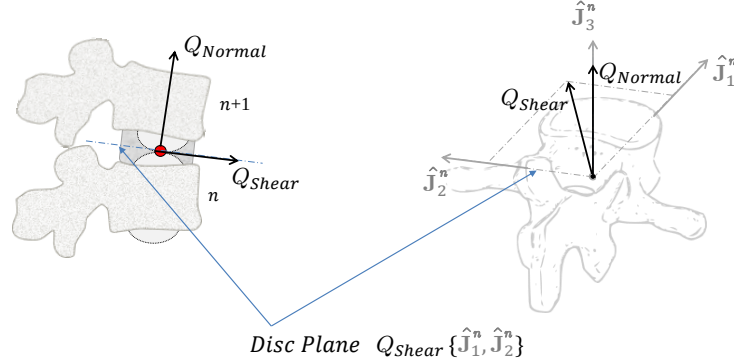


FIGURE 5.30 – Représentation des composantes des efforts intervertébraux [18]

Les Figures 5.31 et 5.32 montrent les variations de la force de cisaillement selon les axes sagittal et transverse respectivement. Même si la synchronisation des signaux renvoyés par le capteur IMU et les capteurs optocinétiques semble correcte pour l'axe sagittal, des différences d'amplitude jusqu'à 25 [N] peuvent être soulignées pour la direction transversale.

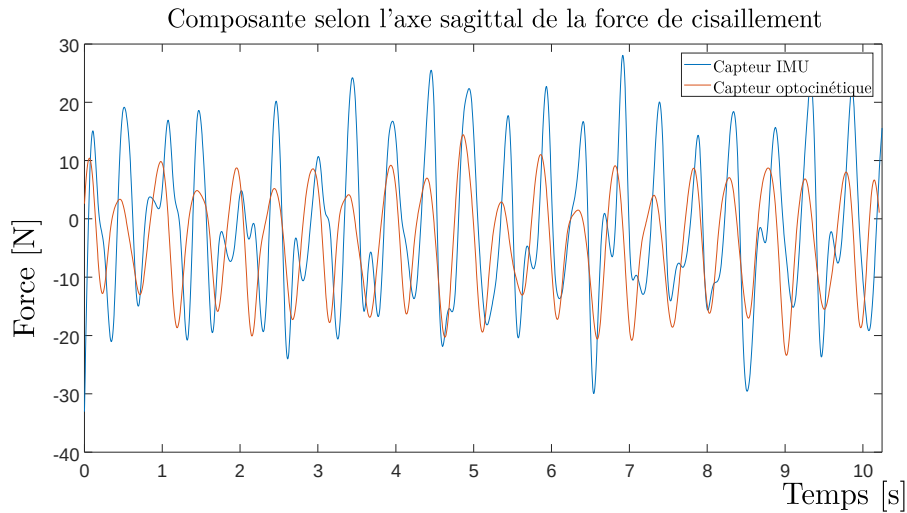


FIGURE 5.31 – Composante sagittale de la force de cisaillement sur T6

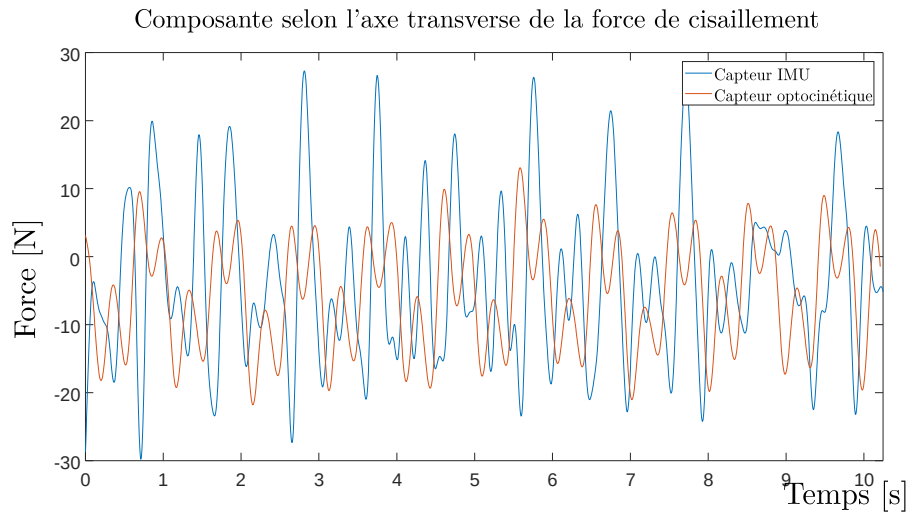


FIGURE 5.32 – Composante transverse de la force de cisaillement sur T6

Quant aux forces normales (Figure 5.33, 5.34), les signaux obtenus par les capteurs IMU et les capteurs optocinétiques coïncident presque parfaitement avec des amplitudes de même ordre de grandeur de l'ordre de 150 [N]. Il est intéressant de comparer ces résultats avec ceux de [18], dont l'amplitude des forces normales pour la vertèbre T12 atteint 300 [N]. La moins grande amplitude ici peut s'expliquer par la position plus haute de la vertèbre T6, subissant ainsi moins d'efforts.

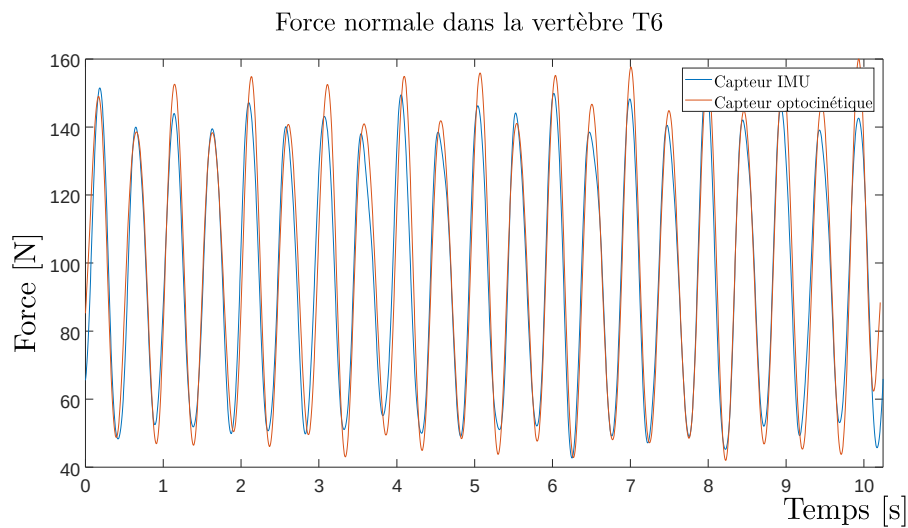


FIGURE 5.33 – Force normale agissant sur la vertèbre T6

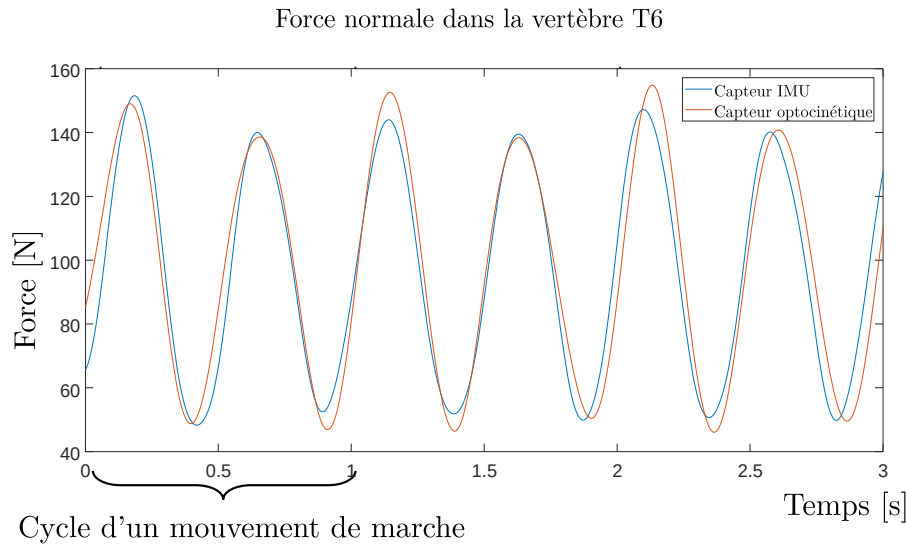


FIGURE 5.34 – Zoom sur la force normale agissant sur la vertèbre T6

Pour conclure l'analyse des forces normales, il est important de mettre en avant le mouvement ayant le plus d'impact sur la force normale intervertébrale. Cette dernière est essentiellement due aux accélérations suivant l'axe longitudinal. La Figure 5.35 montre en bleu, la force normale et en rouge les accélérations dans l'articulation T_z du pelvis, l'examen de cette Figure 5.35 montre un comportement similaire des deux courbes. Elle permet également de conclure sur une relation de cause à effet des accélérations sur les forces normales dans les vertèbres.

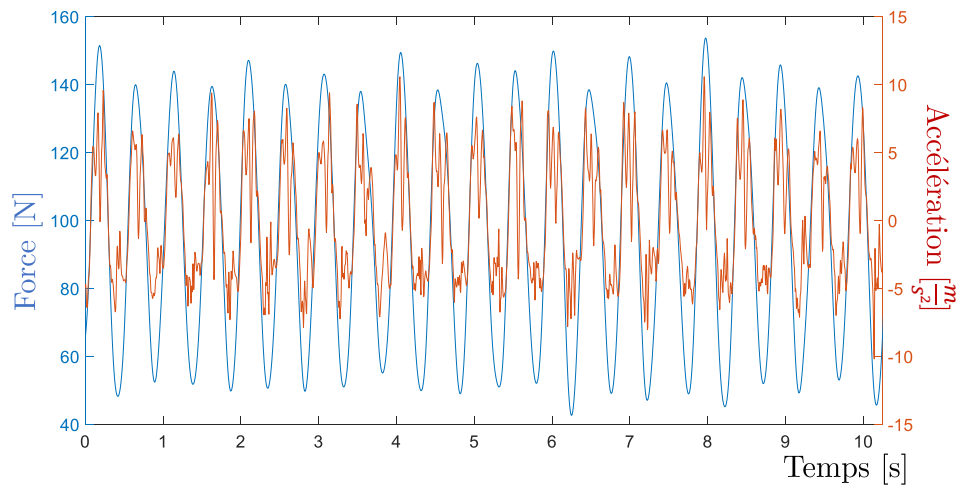


FIGURE 5.35 – Variation de la force normale et de l'accélération lors de la marche.

La Figure 5.19 montre la très bonne précision des accéléromètres des IMU. Les forces normales comme expliquées plus haut sont directement reliées aux accélérations selon l'axe longitudinale du bassin. De ce fait, les capteurs IMU sont une excellente alternative aux capteurs optocinétiques pour avoir une estimation des forces normales dans la colonne vertébrale.

6

Perspectives

Ce dernier chapitre du mémoire aura pour but de discuter des pistes d'amélioration au niveau du modèle réalisé, mais également au niveau des capteurs utilisés. Finalement, il développera les possibilités d'utilisation si les améliorations sont conduites à terme.

6.1 Modèle

Le haut du corps a été modélisé en prenant en compte uniquement cinq points stratégiques où les centrales inertielles ont été apposées. Au niveau des degrés de liberté, uniquement les rotations ont été traitées, les translations ayant été négligées en dehors du pelvis. De plus, deux degrés de liberté en rotation ont été volontairement omis au sein du modèle (Section 4.2). Pour obtenir un modèle conforme à la réalité, il faudrait plus de capteurs le long de la colonne pour pouvoir la modéliser dans son entièreté, sans oublier les légères translations que celle-ci peut subir.

Dans la section 5.3.1.1, un capteur IMU a été volontairement retiré dans la partie lombaire car les résultats du modèle n'étaient pas bons. Afin de contrôler les articulations de cette partie, des contraintes ont été mises en place. Ces dernières avaient pour but de lier les articulations du haut du corps ainsi que celles de la partie lombaire. Il a été montré que ces contraintes n'étaient pas les mêmes lors de la marche ou lors des flexions et rotations. Une piste intéressante à explorer serait de créer une bibliothèque de contraintes en fonction du mouvement effectué par le modèle, ou bien de développer une fonction mathématique permettant une contrainte correcte pour tout mouvement possible.

La bibliothèque de contraintes semble être une solution assez simple mais pourtant robuste. En effet, grâce aux analyses cinématiques des différents mouvements, les contraintes pour la marche, des flexions et des rotations ont déjà été mise en avant. Il suffirait d'appliquer le même raisonnement qui a été développé précédemment pour trouver les contraintes liant la partie lombaire au haut du corps pour d'autres mouvements.

Une vision plus complète mais également plus complexe, viserait à développer un modèle mathématique de contraintes entre la partie lombaire et le haut du corps compatible avec tous les types de mouvement. Ce modèle mathématique pourrait être développé par le biais d'expérience et d'étude statistiques des valeurs prises par les articulations de la partie lombaire et du haut du corps. Le but étant de faire ressortir une distribution systématique en fonction des paramètres connus du modèle. Dans cette optique, des études ont déjà été menées afin de caractériser le déplacement de chaque vertèbre en fonction de forces et de couples appliqués. Le but était de trouver des corrélations entre les forces, les couples et

les positions prises par la colonne vertébrale [44].

Ensuite, seules les caractéristiques géométriques du sujet ont été prises en compte, ce qui ne reflète pas la complexité du corps humain. En effet, pour avoir une cinématique et une dynamique parfaitement représentative du sujet, il faudrait considérer les paramètres physiologiques et musculaires. Effectivement, des facteurs comme la consommation énergétique ou encore la fréquence respiratoire peuvent influencer la cinématique lors d'une marche. Les muscles jouent un rôle non négligeable et travaillent de pair avec la colonne pour maintenir la posture de l'individu.

Finalement, le logiciel Robotran présente une limitation vis-à-vis de son utilisation couplée avec les IMU. La définition des angles d'Euler expliquée dans la section 2.3 peut impliquer des "sauts" lorsque les mouvements dépassent 180° comme il a été montré dans le chapitre 3. Cela se répercute au travers de l'animation du logiciel qui montre un mouvement alors erroné. L'utilisation des quaternions pourrait éviter un tel problème, mais ils ne sont pas implémentés dans le logiciel. Bien sûr, ce souci n'existe pas dans le cadre de la marche sur tapis, mais si l'application devait s'étendre à des mouvements plus amples, implémenter les quaternions dans Robotran serait un réel avantage. La revue de la littérature semble montrer un intérêt grandissant de l'utilisation des IMU pour l'analyse de mouvements sportifs comme le saut acrobatique à ski. Cette analyse étant impossible à réaliser avec des capteurs optocinétiques vu la complexité du milieu dans lequel se déroule le mouvement [45]. Dans ce cas de figure, l'amplitude dépasse largement les 180° et le nombre de tours effectués par le sujet a de l'importance. L'usage des quaternions à la place des angles d'Euler est obligatoire afin de pallier les limites de ces derniers.

6.2 Capteur

Après analyse des résultats dans le chapitre 5, il en ressort que les capteurs *x-IMU* présentent des différences en amplitude de 2° à 5° avec les capteurs optocinétiques du laboratoire au cours d'une marche. Bien que cela semble minime, ils ne conviendraient sans doute pas à des applications nécessitant un haut taux de précision, où connaître la position exacte d'un corps à tout moment dans l'espace est crucial. Les phénomènes de dérive peuvent notamment être un obstacle majeur pour des expériences impliquant des mouvements de grande amplitude ou des mouvements à fréquence très élevée.

Il serait intéressant d'étudier une méthode permettant d'obtenir la position en partant de l'accélération de l'IMU. Pour ce faire, il faudrait implémenter un algorithme robuste afin d'éviter les problèmes de déviation lors de l'intégration. Des études ont été réalisées pour permettre d'obtenir la position notamment dans le cadre de la marche et avec un IMU. Le but était d'obtenir l'évolution des positions prises par le pied dans le cadre de la marche. Les résultats de l'étude ont montré une erreur de l'ordre de 6.9% sur le déplacement total [46].

La sensibilité magnétique des capteurs peut également être un frein pour certaines applications comme l'estimation de la position à des fins militaires. Depuis plusieurs années, les chercheurs travaillent sur ce sujet pour en limiter les effets, notamment avec des filtres de Kalman. Les phénomènes de dérive demeurent toutefois toujours présents sur le long

terme [47].

Le chapitre 1 de ce mémoire a permis de dresser une liste exhaustive de tous les capteurs IMU ayant été ou pouvant être appliqués dans le contexte d’une analyse de mouvement. Parmi tous ceux présentés, les Xsens semblent prometteurs mais possèdent le désavantage de ne pas être opensource au contraire des x-IMU. Leur expertise en matière de capture de mouvement est toutefois reconnue depuis plusieurs années et est déjà utilisée dans beaucoup de domaines [3].

6.3 Le futur des IMU...

Malgré les défauts pointés dans ce document ainsi que dans d’autres études, les IMU ont un avenir prometteur et à terme devraient remplacer les capteurs optocinétiques pour beaucoup d’applications. Leur compacité ainsi que leur portabilité permet d’élargir le champs d’application offert par les capteurs optocinétiques. S’ils arrivaient à améliorer leur précision ainsi que leur insensibilité vis à vis des champs magnétiques, ils deviendraient un outil phare dans les analyses ambulatoires.

Conclusion

L'objectif principal de ce mémoire était d'étudier la cinématique de la colonne vertébrale sur base de centrales inertielle, afin d'avoir une alternative plus simple et moins coûteuse à mettre en place que le laboratoire de marche. A terme, l'idée était de pouvoir utiliser ces données pour aider les chirurgiens à planifier leurs opérations sur des patients atteints de scoliose.

L'état de l'art des IMU –*Inertial Measurement Unit*– applicables en biomécanique de la marche aura permis de prendre connaissance de ce qui a déjà été fait jusqu'à présent, et de ce qui existe actuellement sur le marché. L'*x-IMU* utilisé dans le cadre de ce mémoire a ses avantages et inconvénients, l'idéal serait de pouvoir le comparer en termes de performances avec un autre capteur IMU. Il serait intéressant de réaliser les mêmes mouvements traités dans ce rapport et de confronter plusieurs IMU de marques différentes aux capteurs optocinétiques du laboratoire de marche de Woluwe.

Le modèle multicorps développé dans ce mémoire est encore trop simpliste pour pouvoir être appliqué en milieu clinique. Cette modélisation aura toutefois permis de jauger la précision des capteurs IMU dans le cadre de la marche ainsi que d'autres mouvements de type flexion et rotation. Il a été montré que les centrales inertielle combinées avec le modèle multicorps se montrent précis à 5° près lors de la marche, mais que des erreurs énormes allant jusqu'à 40° peuvent surgir lors des flexions. Par contre, les résultats que ce soit pour la marche ou les mouvements de flexion ont montré un comportement semblable entre les capteurs IMU et les capteurs optocinétiques. Les courbes des IMU ayant les mêmes variations que ceux du système de référence.

Le modèle devra être retravaillé en profondeur afin que ce dernier soit suffisamment représentatif pour être utilisé dans des applications cliniques. Cependant, la méthode d'utilisation des capteurs IMU avec un modèle multicorps présentée dans le Chapitre 2 fonctionne et en gardant la même méthodologie, le modèle peut être amélioré afin d'obtenir des meilleurs résultats.

Par ailleurs, l'objectif secondaire qui était d'étudier les conséquences au niveau de la dynamique de la colonne ont fait ressortir des résultats prometteurs pour les efforts intervertébraux et proches de la littérature [18]. Les résultats des efforts intervertébraux dépendent énormément des accélérations subies par le pelvis. La précision des accéléromètres des IMU étant excellente, ceux-ci sont donc parfaits pour l'analyse des forces en jeu dans la colonne.

Ce ne serait pas faux de dire que la technologie des IMU a un bel avenir devant elle en matière de capture de mouvement, mais qu'elle peut potentiellement présenter des défauts comme mentionné précédemment et qu'il s'agirait alors de résoudre dans les prochaines années.

Bibliographie

- [1] Qu'est-ce qu'une scoliose? - opération d'une scoliose. <http://www.operation-scoliose-lille.skyrock.com/3231940415-Qu-est-ce-qu-une-scoliose.html>. (Accessed on 05/17/2018).
- [2] colonne vertébrale - au point d'équilibre.
- [3] Products - xsens 3d motion tracking. <https://www.xsens.com/products/>. (Accessed on 10/29/2017).
- [4] K Ben Mansour, F Crison, C Trabelsi, C Palazzo, A Roren, and E Klinger. Toward low cost system for real time monitoring of spine movement. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1) :15–16, 2017.
- [5] Motion | tdk. <https://www.invensense.com/technology/motion/>. (Accessed on 05/17/2018).
- [6] Physilog®sensor – gait up – make sense of motion. <https://gaitup.com/products/tracking/physilog-sensor/>. (Accessed on 05/17/2018).
- [7] Intersense | precision motion tracking solutions | inertiacube4™. <http://www.intersense.com/pages/18/234>. (Accessed on 05/17/2018).
- [8] Inertial measurement unit - imu | technaid - leading motion. <http://www.technaid.com/products/inertial-measurement-unit-tech-imu-biomechanics/>. (Accessed on 05/17/2018).
- [9] Imeasureu - motion capture solutions. <https://imeasureu.com/>. (Accessed on 05/17/2018).
- [10] 3d inertialsensor system - velamed.com. <https://www.velamed.com/en/produkte/3d-inertialsensor-system-myomotion/>. (Accessed on 06/06/2018).
- [11] x-imu – x-io technologies. <http://x-io.co.uk/x-imu/>. (Accessed on 10/29/2017).
- [12] P. Fisette LMECA2802 Multibody system dynamics.
- [13] Robotran - home. <http://www.robotran.be/>. (Accessed on 05/24/2018).
- [14] Blocage de cardan — wikipedia. <https://fr.wikipedia.org/wiki/Blocagedecardan>. (Accessed on 05/17/2018).
- [15] P. Fisette LLSMF2018 Technological Project : Mechanics.
- [16] Runge's phenomenon - wikipedia. https://en.wikipedia.org/wiki/Runge%27s_phenomenon. (Accessed on 05/17/2018).
- [17] Parnasse-isei kine-labo de marche. <http://www.vinci.be/fr-be/Parnasse-Isei/Pages/KINE-labo-de-marche.aspx>. (Accessed on 06/06/2018).
- [18] Gabriel Abedrabbo Ode. " *Quantification of intervertebral efforts using a multibody dynamics approach : application to scoliosis*. PhD thesis, UCL-Université Catholique de Louvain, 2017.

- [19] Imu, 6df series - honeywell. <https://sensing.honeywell.com/sensors/inertial-measurement-unitsd/6df-series>. (Accessed on 10/29/2017).
- [20] Inertial measurement unit. <https://www.bosch-sensortec.com/bst/products/motion/imu/overviewimu>. (Accessed on 12/06/2017).
- [21] Inertial measurement units (imu) | analog devices. <http://www.analog.com/en/products/mems/inertial-measurement-units.html>. (Accessed on 10/29/2017).
- [22] Vn-100 - vectornav technologies. <https://www.vectornav.com/products/vn-100>. (Accessed on 10/29/2017).
- [23] V Zatsiorsky and V Seluyanov. Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. *Biomechanics IX-B*, pages 233–239, 1985.
- [24] Paolo De Leva. Adjustments to zatsiorsky-seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 29(9) :1223–1230, 1996.
- [25] Christine Detrembleur, Thierry Lejeune, Jean-Jacques Rombouts, Anne Renders, Jacques Denayer, and Léon Plaghki. Le laboratoire d’analyse de la marche : comment et pourquoi ? *Louvain médical*, 116(10) :369, 1997.
- [26] Connaissances diagnostiques de la scoliose idiopathique de l’enfant par les médecins généralistes de martinique. <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-01511875/document>. (Accessed on 05/16/2018).
- [27] Kimberly L Kesling and Kent A Reinker. Scoliosis in twins : A meta-analysis of the literature and report of six cases. *Spine*, 22(17) :2009–2014, 1997.
- [28] La chirurgie de la scoliose. <http://www.medtronic.be/fr/votre-sante/scoliose/chirurgie/definition/index.htm>. (Accessed on 05/17/2018).
- [29] S Parent, PO Newton, and DR Wenger. Adolescent idiopathic scoliosis : etiology, anatomy, natural history, and bracing. *Instructional course lectures*, 54 :529–536, 2005.
- [30] Arthrodeèse lombaire - société française de neurochirurgie. <http://www.neurochirurgie.fr/spip.php?article7>. (Accessed on 06/07/2018).
- [31] Le laboratoire d’analyse de la marche : comment et pourquoi ? | dial.pr - boreal. <https://dial.uclouvain.be/pr/boreal/en/object/boreal%3A104738>. (Accessed on 05/17/2018).
- [32] Anatomie générale, systématique et fonctionnelle. <https://uclouvain.be/cours-2018-LIEPR1002>. (Accessed on 05/17/2018).
- [33] Nuno Ferrete Ribeiro and Cristina P Santos. Inertial measurement units : A brief state of the art on gait analysis. In *Bioengineering (ENBENG), 2017 IEEE 5th Portuguese Meeting on*, pages 1–4. IEEE, 2017.
- [34] Eric Campo, Sylvain Bonhomme, Marie Chan, and Daniel Esteve. Remote tracking patients in retirement home using wireless multisensor system. In *e-Health Networking Applications and Services (Healthcom), 2010 12th IEEE International Conference on*, pages 226–230. IEEE, 2010.
- [35] Fabian Höflinger, Jörg Müller, Rui Zhang, Leonhard M Reindl, and Wolfram Burgard. A wireless micro inertial measurement unit (imu). *IEEE Transactions on instrumentation and measurement*, 62(9) :2583–2595, 2013.
- [36] Pedro Macedo, José A Afonso, Luis A Rocha, and Ricardo Simoes. A telerehabilitation system based on wireless motion capture sensors. In *International Conference on physiological Computing Systems*, pages 55–62. Scitepress, 2014.

-
- [37] X Tolza, G Soto-Romero, JY Fourniols, and P Acco. Preliminary study : Imu system validation for real-time feedback on swimming technique. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 20(sup1) :203–204, 2017.
 - [38] Cameras | virb | garmin. <https://explore.garmin.com/fr-BE/virb/>. (Accessed on 06/07/2018).
 - [39] Benedikt Fasel, Jörg Spörri, Julien Chardonens, Josef Kröll, Erich Müller, and Kamiar Aminian. Joint inertial sensor orientation drift reduction for highly dynamic movements. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 22(1) :77–86, 2018.
 - [40] Solve nonlinear least-squares (nonlinear data-fitting) problems - matlab lsqnonlin - mathworks benelux. <https://nl.mathworks.com/help/optim/ug/lsqnonlin.html>. (Accessed on 06/07/2018).
 - [41] Alan V Oppenheim. *Discrete-time signal processing*. Pearson Education India, 1999.
 - [42] A Nez, L Fradet, T Monnet, and P Lacouture. Movement analysis with inertial sensors : identification of noise covariance matrices to improve body segment orientation using kalman filtering. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 20(sup1) :151–152, 2017.
 - [43] W Flenniken, J Wall, and D Bevly. Characterization of various imu error sources and the effect on navigation performance. In *Ion Gnss*, pages 967–978, 2005.
 - [44] Manohar M Panjabi, Joseph J Crisco, Anita Vasavada, Takenori Oda, Jacek Cholewicki, Kimio Nibu, and Eon Shin. Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load–displacement curves. *Spine*, 26(24) :2692–2700, 2001.
 - [45] Felix BreitschŠdel, Robert Andersen, Erik Stjernstr, et al. A comparison between timed and imu captured nordic ski glide tests. *Procedia Engineering*, 34 :397–402, 2012.
 - [46] Mourad Benoussaad, Benoît Sijobert, Katja Mombaur, and Christine Azevedo Coste. Robust foot clearance estimation based on the integration of foot-mounted imu acceleration data. *Sensors*, 16(1) :12, 2015.
 - [47] David Vissière, Alain Martin, and Nicolas Petit. Using magnetic disturbances to improve imu-based position estimation. *2007 European Control Conference (ECC)*, pages 2853–2858, 2007.

A

A.1 Schéma du modèle avec les capteurs optocinétiques

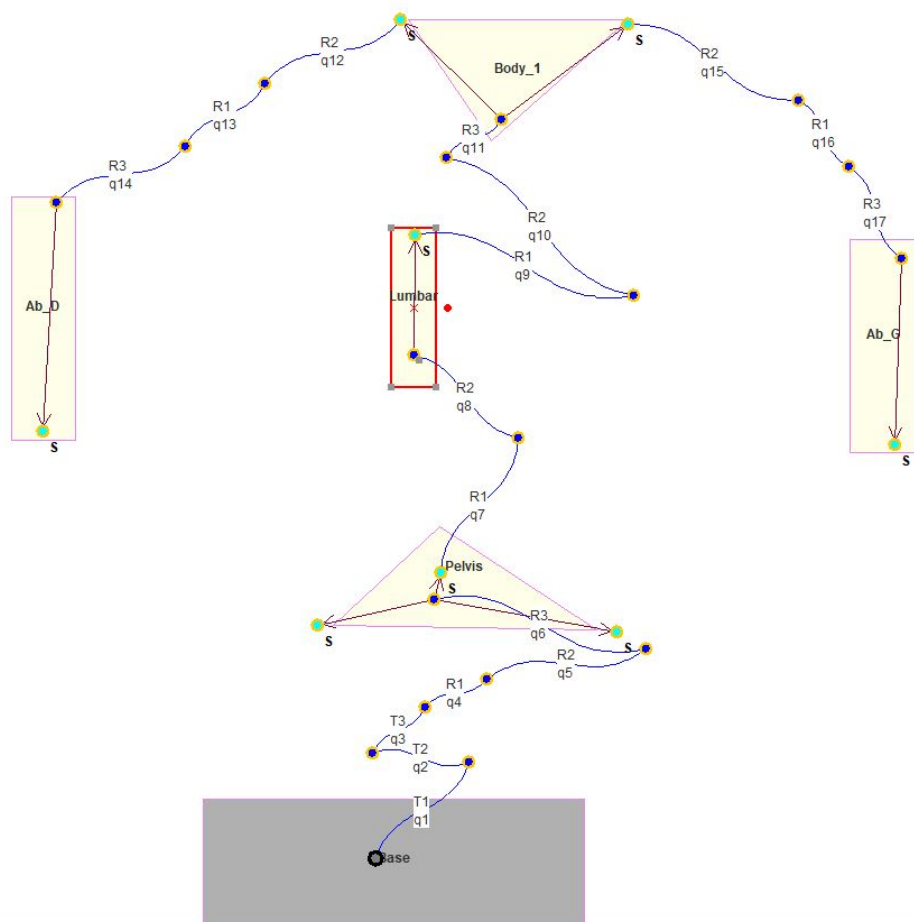


FIGURE A.1 – Modèle avec les capteurs optocinétiques dans MBsysPAD

B

B.1 dersplineFast

```
function [yf,yfd,yfdd] = derspline(x,y,xf,kk)
global MBS_user

if MBS_user.splineflag(kk) == 0
%% Spline interpolation
yy = spline(x,y);
ycoef = yy.coefs;
ybreak = yy.breaks;

%% Derivatives

sizeycoef = size(ycoef);

for i = 1:sizeycoef(1)
    ydcoef(i,:) = [3*ycoef(i,1) 2*ycoef(i,2) ycoef(i,3)
    ];
    yddcoef(i,:) = [6*ycoef(i,1) 2*ycoef(i,2)];
end

MBS_user.ycoef(:, :, kk) = ycoef;
MBS_user.ydcoef(:, :, kk) = ydcoef;
MBS_user.yddcoef(:, :, kk) = yddcoef;
MBS_user.ybreak(:, :, kk) = ybreak;
MBS_user.splineflag(kk) = 1;
else
ycoef = MBS_user.ycoef(:, :, kk) ;
ydcoef = MBS_user.ydcoef(:, :, kk) ;
yddcoef = MBS_user.yddcoef(:, :, kk) ;
ybreak = MBS_user.ybreak(:, :, kk) ;
end
```

```
%% Data calculation

vectorsize = size(xf);

for j = 1:vectorsize(2)
    i=1;
    finish =0;
    while finish ~= 1
        if xf(j) <= ybreak(i+1)
            xxi=xf(j)-ybreak(i);
            finish=1;
        else
            i=i+1;
        end
    end
end

% Calculation
yf(j)      =      ycoef(i,:)*[xxi^3;xxi^2;xxi^1;1];
yfd(j)      =      ydcoef(i,:)*[xxi^2;xxi^1;1];
yfdd(j)     =      yddcoef(i,:)*[xxi^1;1];

end

% subplot (3,1,1), plot(xf,yf)
% hold on
% subplot (3,1,2), plot(xf,yfd)
% subplot (3,1,3), plot(xf,yfdd)
```

Pages de note
