



HAL
open science

Analyse de la précision d'un nouveau système de capture du mouvement optique : cas du Mokam

Félix Marcellin

► **To cite this version:**

Félix Marcellin. Analyse de la précision d'un nouveau système de capture du mouvement optique : cas du Mokam. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Technologie de Compiègne, 2021. Français. NNT : 2021COMP2626 . tel-03728264

HAL Id: tel-03728264

<https://theses.hal.science/tel-03728264>

Submitted on 20 Jul 2022

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

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

Par Félix MARCELLIN

Analyse de la précision d'un nouveau système de capture du mouvement optique : cas du Mokam

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



Soutenue le 21 juin 2021

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

D2626

THÈSE DE DOCTORAT

École doctorale 71 : Sciences pour l'ingénieur

Spécialité : Biomécanique

Analyse de la précision d'un nouveau système de capture du mouvement optique : cas du Mokam

Félix MARCELLIN

Soutenue le :

21 Juin 2021

Pour l'obtention du grade de docteur de l'

UNIVERSITÉ DE TECHNOLOGIE DE COMPIÈGNE

Département de Génie Biologique

Directeurs de thèse : Frédéric MARIN et Khalil BEN MANSOUR

Laboratoire de BioMécanique et BioIngénierie (BMBI)

Centre d'Expertise pour la Biomécanique du Mouvement (CoEMoB)

UMR CNRS 7338

Jury :

Pr. Stéphanie DAKPE	PR - PH, CHU d'Amiens	Rapporteur
Dr. Laetitia FRADET	MCF HDR, Université de Poitiers	Rapporteur
Pr. Catherine MARQUE	PR, Université de Technologie de Compiègne	Examineur
Dr. Nicolas DECOUFOUR	CR, Faculté de Médecine et de Maïeutique de Lille	Examineur
Pr. Frédéric MARIN	PR, Université de Technologie de Compiègne	Directeur de thèse
Dr. Khalil BEN MANSOUR	IR, Université de Technologie de Compiègne	Directeur de thèse



L'allocation doctorale relative au projet MOKAM est cofinancée par le Fonds européen de développement économique et régional (FEDER).



Région
Hauts-de-France

RÉSUMÉ

Analyse de la précision d'un nouveau système de capture du mouvement optique : Cas du Mokam

Mots clefs : *Méetrologie; Capture du Mouvement; Précision; Mokam*

Résumé : De nombreux systèmes de capture du mouvement voient le jour chaque année. Pourtant bien que ces systèmes entrent dans la famille des outils métrologiques, les informations sur la précision de mesures sont hétérogènes et leur champ d'application est à la discrétion de l'utilisateur. Dans ce contexte, la question de recherche que je me suis posée est : comment comparer les précisions des systèmes d'analyse du mouvement de technologie différente et comment définir une application compatible ?

Dans cette thèse, je me suis intéressé aux systèmes d'analyse du mouvement optique avec marqueurs. Les deux systèmes de capture du mouvement que j'ai utilisés sont le système Mokam (Kinesthesia, Verton, France) et le système Vicon (Oxford Metrics, Oxford, United Kingdom). Ce dernier est considéré comme référence. Pour obtenir les informations de précision d'un système, j'ai proposé un protocole expérimental permettant d'évaluer la précision en statique et lors de la réalisation de mouvement. Puis j'ai identifié des applications pour le contrôle postural ou l'analyse quantifiée de la locomotion réalisable par un système en fonction de ses capacités de précision. Ce travail de recherche a permis, dans un premier temps d'évaluer la précision spatiale de localisation tridimensionnelle de ces deux systèmes transposables à tous les systèmes de capture du mouvement avec marqueur. Dans un deuxième temps, il a été montré que la précision de mesure est un point crucial pour déterminer l'application d'usage de ces systèmes. En d'autres termes, tout système de capture du mouvement ne peut être dédié à toute application.

ABSTRACT

Analysis of the accuracy of a new optical motion capture system : The case of Mokam

Keywords : *Metrology; Motion Capture; Accuracy; Mokam*

Abstract : Many motion capture systems emerge each year. However, although these systems are part of the family of metrology tools, the information on measurement accuracy is heterogeneous and their scope is at the discretion of the user. In this context, the research question I asked myself was : how to compare the accuracy of motion capture systems of different technologies and how to define a compatible application ?

In this thesis, I was interested in optical motion analysis systems with markers. The two motion capture systems I used are the Mokam system (Kinesthesia ,Verton, France) and the Vicon system (Oxford Metrics, United Kingdom). The latter is considered as the reference. In order to obtain the precision information of a system, I proposed an experimental protocol to evaluate the precision in statics and during the realisation of movement. Then I identified applications for postural control or quantified analysis of the locomotion achievable by a system according to its precision capabilities. This research work aloud, in a first step, to evaluate the spatial precision of three-dimensional localisation of these two systems transposable to all marker-based motion capture systems. Secondly, it was shown that measurement accuracy is a crucial point in determining the application of these systems. In other words, not every motion capture system can be dedicated to every application.

SOMMAIRE

Résumé	iv
Abstract	viii
Table des Figures	xvi
Liste des Tableaux	xxii
INTRODUCTION GÉNÉRALE	1
1 ÉTAT DE L'ART	7
1.1 La Capture du Mouvement	9
1.1.1 L'Histoire de la capture du mouvement	11
Les Pionniers (Fin du XIX ème - début du XX ème siècle)	11
La capture du mouvement moderne (XX ème et XXI ème siècle) .	17
1.1.2 Les Technologies de capture du mouvement	20
Les systèmes optiques	20
Les systèmes mécaniques	24
Les systèmes magnétiques	25
Les systèmes inertiels	25
Bilan de la capture du mouvement	27
1.2 La Métrologie	28
1.2.1 Les différentes Métrologies	28

1.2.2	Validité, Justesse, Fiabilité	30
1.2.3	La métrologie et la motion capture	31
	Bilan de la Métrologie	31
	Positionnement du travail de recherche	32
2	ANALYSE DE LA PRÉCISION	39
2.1	Contexte général	41
2.2	Rappels Méthodologiques	42
2.3	Matériels et Méthodes	46
2.3.1	Estimation de la précision en statique	46
	Dans le volume de mesure	46
	Dans le plan	49
2.3.2	Estimation de la précision en mouvement	50
	Vitesse d'un point en translation	50
	Angle entre deux segments en rotation	53
2.4	Résultats	55
2.4.1	Estimation de la précision en statique	55
	Dans le volume de mesure	55
	Dans le plan	57
2.4.2	Estimation de la précision en mouvement	60
	Vitesse d'un point en translation	60
	Angle entre deux segments en rotation	63
2.5	Discussion et Conclusion	68
3	APPLICATION DU MOKAM A L'ANALYSE DE POSTURES ET DE GESTES	73
3.1	Contexte général	75
3.2	Applications à l'analyse de postures	76
3.2.1	Le gainage	76
	Contexte	76
	Matériels et Méthodes	76
	Résultats	78
	Discussion et Conclusion	80
3.2.2	Le demi-squat	82
	Contexte	82
	Matériels et Méthodes	82
	Résultats	83
	Discussion et Conclusion	86
	Bilan sur les applications posturales	88

3.3	Applications à l'analyse de gestes	89
3.3.1	Sauts verticaux	89
	Contexte	89
	Matériels et Méthodes	89
	Résultats	92
	Discussion et Conclusion	97
3.3.2	Analyse de la marche dans le plan sagittal sur tapis de course . .	99
	Contexte	99
	Matériels et Méthodes	100
	Résultats	102
	Discussion et Conclusion	105
3.3.3	Test de Marche de 4 mètres dans le plan frontal	107
	Contexte	107
	Matériels et Méthodes	107
	Résultats	111
	Discussion et Conclusion	114
	Bilan sur les applications de geste	116
	Synthèse générale de la partie 3	117

CONCLUSION GÉNÉRALE	121
----------------------------	------------

CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES	127
------------------------------------	------------

BIBLIOGRAPHIE	130
----------------------	------------

TABLE DES FIGURES

1.1	Utilisation de la Face MoCap lors de la réalisation du film Alita : Battle Angel de Robert Rodriguez (2019)	9
1.2	Utilisation de la motion capture pour la réalisation du jeu vidéo FIFA 18 d'EA Sports, ici sur Cristiano Ronaldo (2017)	10
1.3	"The horse in motion" (Muybridge 1879 [96])	12
1.4	"The human jumping" capté grâce au pistolet chronophotographique (Marey 1882)	12
1.5	Costume de MoCap constitué de points et de lignes représentant les articulations et segments corporels (Marey 1884)	13
1.6	Séquence photographique de course à pied prise par Marey, montrant les angles entre les segments d'un costume de MoCap	13
1.7	Sujet équipé d'une combinaison noire avec les tubes de Geissler [64]	14
1.8	"Shooting the apple" (Edgerton 1964)	15
1.9	"Milk Drop Coronet", Harold Egerton, 1957	15
1.10	Utilisation du rotoscope créé par les frères Fleischer	16
1.11	Réalisation du film d'animation Blanche-Neige et les Sept Nains à l'aide de la rotoscopie en 1937	16
1.12	Système de capture du mouvement composé de potentiomètres	17
1.13	La wiimote composée d'un accéléromètre, créé par Nintendo au début des années 2000	18
1.14	Classification des différents systèmes de capture du mouvement disponibles [85]	20
1.15	Caméra Microsoft Kinect pour la capture du mouvement dans le domaine du jeu vidéo	21

1.16	Capture du mouvement via un système optoélectronique avec marqueurs passifs	23
1.17	Capture du mouvement mécanique grâce au Gypsy 7 Torso permettant la capture des mouvements du haut du corps	24
1.18	Exemple de système de capture du mouvement magnétique	25
1.19	Centrale inertielle Physilog (Gait Up, Lausanne, Suisse)	26
1.20	Schématisation de la justesse et de la fiabilité	30
1.21	Le Mokam et son interface utilisateur créé par la société Kinesthesia	32
1.22	Dimensions et caractéristiques du Mokam	33
1.23	Définition du plan du Mokam, qui est un plan parallèle à celui-ci	34
1.24	Plateforme de capture du mouvement du Centre d'Excellence de la Biomécanique du Mouvement de l'Université de Technologie de Compiègne	35
1.25	Baguette de calibration du système Vicon avec les longueurs en millimètre entre les marqueurs	36
2.1	Description de la méthode de calcul d'angle par projection orthogonale [80]	43
2.2	Photo du dispositif expérimental avec la baguette de calibration fixée au mât, les caméras Vicon, le Mokam et les positions repérées au sol	46
2.3	Vue générale du dispositif expérimental avec la position du Mokam, des caméras Vicon et les dimensions de la surface de mesure réalisée au sol via le logiciel propriétaire du système Vicon, Nexus	47
2.4	Les deux baguettes utilisées : a. la baguette à fort contraste b. la baguette à contraste léger	48
2.5	Baguette avec contraste faible sur le mât vertical avec les différentes hauteurs marquées en rouge allant du raz du sol à 2 m par palier de 0,5 m	48
2.6	Dispositif expérimental pour la réalisation de mesure de précision en fonction de l'orientation de la cible par rapport au plan du Mokam	49
2.7	Schématisation de l'incrémentation de l'orientation de la baguette	50
2.8	Déroulement du Counter Movement Jump	51
2.9	Déroulement du Squat Jump	51
2.10	Placement du marqueur placé sur le grand trochanter	52
2.11	Placement des marqueurs sur le grand trochanter, le condyle latéral du fémur et la malléole externe	54
2.12	Représentation des erreurs de mesure dans le volume de mesure en statique	56
2.13	Variation de l'erreur de mesure en pourcentage en fonction de l'angle d'orientation de la cible par rapport au plan du Mokam par hauteur de mesure	57
2.14	Analyse Bland Altman par hauteur d'analyse pour l'orientation des deux systèmes allant de -90° à 90°	58

2.15	Analyse Bland Altman par hauteur d'analyse pour l'orientation du Mokam comprise entre -20° et 20°	59
2.16	Analyse Bland Altman pour comparer la vitesse instantannée mesurée par le Vicon et le Mokam pour chaque saut et chaque sujet	61
2.17	Résultat du test t de Student par saut	63
2.18	Variation de flexion et d'extension du genou par sujet et vitesse, pour les deux systèmes lors de la marche et course sur tapis	64
2.19	Analyse Bland Altman pour chaque sujet pour la comparaison de la flexion et d'extension de genou mesurée par le Vicon et le Mokam lors de la marche et la course sur tapis	65
2.20	Résultat de la RMS et du test t de Student	67
3.1	Position des marqueurs sur le cinquième métatarse (violet), la malléole externe (bleu), le condyle fémoral externe (rouge), le grand trochanter (cyan), la tête de l'humérus (jaune), le condyle latéral de l'humérus (magenta) et le styloïde de l'ulna (bleu foncé), et description de la bonne position (à gauche) et de la mauvaise position de gainage facial (à droite)	77
3.2	Description du setup expérimental avec la zone de mouvement placée à 3 m du Mokam dans le même plan que celui-ci, et les caméras Vicon disposées tout autour	77
3.3	Analyse Bland Altman pour l'angle de flexion et d'extension des articulations mesurées lors de la réalisation d'une bonne et d'une mauvaise position de gainage pendant 10 secondes	79
3.4	Résultat du test t de Student pour l'estimation des différences entre le bon et le mauvais mouvement de gainage capté par le Mokam pour chaque articulation	80
3.5	Placement des marqueurs sur le cinquième métatarse, la malléole externe, le condyle fémoral externe, le grand trochanter, la tête de l'humérus, et description de la bonne position (à gauche) et de la mauvaise position (à droite) de demi-squat	83
3.6	Analyse Bland Altman avec le biais (trait plein), et les LOA (traits pointillés) pour chaque articulation et système pour toute la durée de capture	85
3.7	Résultat du test t de Student pour l'estimation des différences entre le bon et le mauvais mouvement de demi-squat capté par le Mokam pour chaque articulation lors du demi-squat	86
3.8	Placement des marqueurs sur la tête de l'humérus, le grand trochanter, le condyle fémoral externe, la malléole externe et le cinquième métatarse sur un sujet pour l'analyse de sauts verticaux	90
3.9	Détermination des instants des sauts par rapport à la variation verticale du point du cinquième métatarse avec en haut : le décollage, au milieu : la hauteur maximale et en bas : l'atterrissage	91

3.10	Analyse Bland Altman pour chaque sujet et chaque sauts pour le genou	93
3.11	Analyse Bland Altman pour chaque sujet et chaque sauts pour la hanche	94
3.12	Variations de flexion et extension du genou et de la hanche avec marquage des instants du saut pour un sujet lors d'un CMJ et d'un SJ	97
3.13	Décomposition du cycle de la marche d'un sujet sain [98]	99
3.14	Placement des marqueurs sur le grand trochanter, le condyle fémoral latéral, la malléole externe et le cinquième métatarse [44]	101
3.15	Détection des instants de pose talon et de levé d'orteil pour les deux systèmes en utilisant les variations en y et z de la malléole externe	101
3.16	Comparaison de l'angle de flexion et d'extension de genou entre le Vicon et le Mokam par une analyse de Bland Altman pour chacun des sujets	103
3.17	Cycle de marche moyen normalisé par sujet avec la délimitation de la PA et de la PO	104
3.18	Disposition du chemin de marche et des caméras pour le test de marche de 4 mètres dans le plan frontal	109
3.19	Analyse de la marche d'un sujet Parkinsonien en milieu écologique en utilisant un unique marqueur	110
3.20	Résultats du test de Bland Altman avec le biais, les LOA et r entre les deux méthodes de détermination de longueur de cycle de marche pour tous les pas enregistrés chez les seize sujets	111
3.21	Analyse Bland Altman pour la variation verticale, la variation latérale, la longueur de pas, la longueur de cycle et la vitesse moyenne pour tous les sujets	112
3.22	Exemple de graphique radar pour la comparaison des paramètres de marche d'un sujet pathologique comparé à une norme asymptomatique avec écart-type	113

LISTE DES TABLEAUX

1.1	Caractéristiques techniques du Mokam fournies par Kinesthesia	33
2.1	Profil des sujets recrutés pour l'analyse de la vitesse d'un point lors de sauts verticaux	52
2.2	Profil des sujets recrutés pour la détermination de l'angle de flexion et d'exten- sion de genou lors de marche et course sur tapis	53
2.3	Répartition des données par erreur de mesure (%)	55
2.4	Biais et LOA du test de Bland Altman pour l'analyse de la précision dans le plan	57
2.5	Biais et LOA du test de Bland Altman pour l'analyse de la précision entre -20° et 20° d'orientation par rapport au plan du Mokam par hauteur de mesure pour le Mokam	59
2.6	Orientation en degrés de la gommette colorée par rapport à la normale au plan du Mokam lors des sauts verticaux	60
2.7	Biais, LOA et r pour chaque saut et chaque sujet	62
2.8	Orientation en degrés des gommettes colorées par rapport à la normale au plan du Mokam lors de la marche et course sur tapis de course	63
2.9	Biais, LOA et r pour les comparaison entre le Mokam et le Vicon pour chaque sujet et chaque vitesse	66
3.1	Biais et LOA pour chaque articulation et par posture de gainage	80
3.2	Biais et LOA pour chaque articulation et par posture de demi-squat	83
3.3	Profil des sujets recrutés pour l'analyse de sauts verticaux	90
3.4	Biais, LOA et r pour la flexion et extension du genou lors de sauts verticaux . . .	95

3.5	Biais, LOA et r pour la flexion et extension de la hanche lors de sauts verticaux .	96
3.6	Profil des sujets recrutés pour l'analyse de marche sur tapis	100
3.7	Biais, LOA et r pour l'analyse Bland Altman entre le Mokam et le Vicon pour la marche sur tapis	104
3.8	Profil des sujets recrutés pour le test de marche dans le plan frontal	108
3.9	Longueur de cycle moyen pour les deux méthodes et erreur de mesure en mm et pourcentage entre les deux méthodes	111
3.10	Résultats du test de Bland Altman avec le biais, LOA et r entre le Mokam et le Vicon pour l'estimation de paramètres de marche	112
3.11	Valeurs des différents paramètres mesurés pour la moyenne asymptomatique et le sujet Parkinson	113

REMERCIEMENTS

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

Tout d'abord, je souhaite montrer ma gratitude envers Stéphanie Dakpé et Laetitia Fradet d'avoir accepté d'être les rapporteurs de mon travail. Je souhaite également remercier Nicolas Découfour et Catherine Marque d'avoir jugé mon travail lors de la soutenance.

Je tiens particulièrement à remercier Frédéric Marin et Khalil Ben Mansour, mes directeurs de thèse, pour leur encadrement, leurs conseils et leur bienveillance tout au long de cette aventure. Merci pour votre confiance.

Ce projet a été réalisé au sein du laboratoire de Biomécanique et Bioingénierie de l'Université de technologie de Compiègne. Un grand merci à sa directrice Cécile Legalais. Je remercie les membres du laboratoire pour leurs discussions souvent enrichissantes. Merci également de m'avoir donné l'opportunité de découvrir les différentes thématiques de recherche du laboratoire de près ou de loin. Merci aux collègues doctorants et étudiants ayant participé aux expérimentations.

Je souhaite également remercier l'ensemble de mes collègues, mais surtout amis avec qui j'ai partagé ces trois années de thèse : Mégane, Mattia, Augustin, Lilandra, Alejandro, Delphine, Sabrina, Antoine, Claire, Manon, Mathilde, Adrien, Inès, Jolanthe, Adrien, Jeremy, Quentin, Pascale, Ulysse, Vanessa. La vie au laboratoire et à Compiègne n'aurait pas été aussi agréable sans vous tous. Je remercie aussi mes différents colocs : Jeremy, Laurie, Pauline, Benjamin et Audrey. Grâce à qui j'ai passé de super moments hors du laboratoire.

Un grand merci également aux copains du nord : Steven, Jeremy, Guillaume, Maxime, Éric, Tom, Noémie pour leur soutien et leur présence à distance tout au long de ces trois années.

Je voudrai également remercier ma famille pour leur soutien et leurs conseils qui m'ont été indispensables. Et pour finir, un énorme merci à mes parents, ma sœur et Hélène pour tout ce qu'ils ont fait pour moi et sans qui je ne serais pas en train de rédiger ces remerciements aujourd'hui.

INTRODUCTION GÉNÉRALE

De l'identification du mouvement humain comme une source d'information dense et complexe

Un mouvement a été défini par Descartes (1596 – 1650) comme étant une « action par laquelle un corps passe d'un lieu à un autre » [26]. Chez l'être vivant, différents systèmes sont mis en action durant un mouvement. En effet, afin de réaliser un mouvement, le cerveau envoie des informations électriques motrices aux muscles par l'intermédiaire des systèmes nerveux central et périphérique. Une fois ces informations motrices arrivées aux muscles utiles au mouvement souhaité, ces derniers se contractent afin de piloter le système ostéo-articulaire et ainsi produire le mouvement. Or ces systèmes mis en action peuvent au cours de la vie subir des perturbations comme des lésions du système nerveux, des déchirures musculaires ou encore des fractures osseuses. Ces perturbations peuvent venir de maladie, d'accident, du sport ou encore de la posture au travail. Le mouvement humain, qu'il soit sain ou pathologique, est donc un enjeu socio-économique important qui a des répercussions dans de nombreux domaines d'application comme la santé, le sport et l'ergonomie pour les principaux. Les technologies de l'informatique ont évidemment leur place dans ces travaux en fournissant des outils d'analyse, de compréhension et de traitement. Le mouvement est une grande source d'informations. Qu'elles soient cinématiques, dynamiques ou encore électromyographiques, l'informatique est omniprésente pour les capter, les analyser et les interpréter. Parallèlement, dans le domaine du multimédia, le mouvement humain a également pris une grande importance avec l'utilisation massive des images de synthèse dans la production audiovisuelle et dans les jeux vidéo (Entertainment). En effet, la possibilité de capter l'intégralité des mouvements humains permet de réaliser des films ou des jeux vidéo de plus en plus réalistes, comme en copiant les mouvements les plus complexes à l'image de ceux du visage pour les attribuer à un personnage virtuel. Synthétiser des humains virtuels crédibles implique, entre autres, des outils performants d'édition ou de simulation du mouvement, qui sont en perpétuelle évolution.

De la captation du mouvement

Que ça soit dans le domaine de la santé, du sport, de l'ergonomie ou de l'entertainment, les mouvements ont besoin d'être capturés que ça soit pour comprendre une pathologie ou quantifier la locomotion, optimiser la performance sportive, prédire des troubles musculo-squelettiques ou encore animer un avatar numérique. La capture du mouvement ou MoCap, qui est une technique permettant d'enregistrer les positions 2D ou 3D d'objets ou d'être vivant, est un domaine relativement récent, car il a fait son ap-

parition à la fin du XIX ème siècle grâce à trois pionniers : Etienne Jules Marey (1830-1904), Edward Muybridge (1830-1904) et Harold Edgerton (1903-1990). Leurs travaux sur la photographie ont permis des innovations en matière de capture du mouvement. Les avancées technologiques dans le domaine de l'informatique ont permis une évolution parallèle de ces systèmes de capture du mouvement. En 2021, quatre grandes familles de systèmes sont répertoriées : les systèmes optiques, les systèmes inertiels, les systèmes mécaniques et les systèmes magnétiques. Mais les innovations dans ce domaine amènent sur le marché de plus en plus de systèmes qui voient leur usage bridé et perdent donc en crédibilité. Il faut noter que ce n'est pas le système de capture du mouvement qui crée le besoin, mais bien le besoin de captation du mouvement qui amène les innovations dans ce domaine.

De la MoCap comme outils de métrologie

La métrologie est un domaine de la science qui s'intéresse à la mesure. Considérant que l'objectif principal des systèmes de MoCap est de capturer avec précision un mouvement pour ensuite analyser ou quantifier celui-ci, ou encore animer un avatar virtuel, nous pouvons dire que cette discipline fait partie entière de la métrologie. Mais avant de pouvoir quantifier un mouvement, il faut pouvoir quantifier la précision du système qui sera utilisé pour réaliser cette tâche. Bien que des travaux de recherche ont été réalisés sur la quantification de la précision de systèmes de capture du mouvement, aucune réelle méthodologie universelle adaptée à tous les systèmes n'a trouvé de consensus. C'est là qu'il y a un manque dans la communauté de la capture du mouvement. Il faut pouvoir connaître la précision de son système afin de l'utiliser de la meilleure des manières. Chaque système est différent en raison de ses spécifications techniques et ne permet donc pas de réaliser les mêmes captures qu'un autre système. Connaître la précision du système que l'on utilise va permettre d'avoir un usage optimal de celui-ci. Or aujourd'hui, certains systèmes voient leur utilisation bridée et leurs capacités ne sont pas totalement exploitées. C'est donc à partir du constat que la capture du mouvement est un outil de métrologie à part entière, que ce projet de thèse a vu le jour par le biais d'une collaboration entre l'UTC et la start-up Kinesthesia. Kinesthesia a breveté un système de capture et d'analyse du mouvement optique avec marqueur basé sur deux caméras optiques et un logiciel propriétaire permettant la capture et l'analyse de mouvement humain et animal, le Mokam. Leur système étant nouveau sur le marché, il a donc servi d'outil pour la réalisation de ma thèse. Les objectifs de ce travail de thèse sont donc :

- De réaliser un état de l'art des différentes technologies de MoCap.

- De réaliser un protocole de test de précision adapté aux systèmes de capture du mouvement optique permettant d'évaluer objectivement ses performances techniques.

- De déterminer des champs d'application possible d'un système de MoCap en fonction de ses capacités techniques.

Ce travail de thèse sera structuré de la façon suivante : Dans un premier chapitre, la capture du mouvement et les différentes technologies disponibles seront présentées. Puis, je m'intéresserai aussi à la métrologie, qui est la pierre angulaire de ce travail. Dans un second chapitre, je décrirai une méthodologie de quantification de précision en statique et en mouvement. Enfin le troisième chapitre présentera des applications de capture du mouvement réalisable avec le Mokam en fonction de ses capacités en termes de précision.

CHAPITRE

1

ÉTAT DE L'ART

1.1 La Capture du mouvement de l'homme et de l'animal

La captation de mouvements ou capture de mouvements, plus couramment appelée motion capture en anglais abrégé en MoCap permet de capter les mouvements dans l'espace à partir d'un sujet réel [51]. Cette information de mouvement peut s'exprimer par la détermination des coordonnées 2D ou 3D de points repérés sur le sujet ou l'estimation des segments anatomiques, pour ensuite les retranscrire sur un modèle virtuel en 3D. Le premier exemple le plus connu de l'utilisation de la motion capture est la réalisation de films comme Avatar (2009) dans lequel James Cameron a capté le mouvement d'acteurs pour ensuite donner vie aux Na'Vi, des modèles virtuels calquant le mouvement de l'acteur [39]. D'autres films ont suivi tel que La planète des singes (2011) ou plus récemment Alita : Battle Angel (2019) qui a été une prouesse technique au niveau de la capture du mouvement du visage (Face MoCap) [51]. En effet, les mouvements du visage de l'actrice Rosa Salazar ont pu être reproduits à l'identique sur son personnage d'Alita [1] (Figure 1.1).



FIGURE 1.1 – Utilisation de la Face MoCap lors de la réalisation du film Alita : Battle Angel de Robert Rodriguez (2019)

Les jeux vidéo sont aussi des «consommateurs de MoCap». L'exemple le plus remarquable est le jeu sportif FIFA (EA sports). Dans ce jeu, les mouvements réalisés en studio par Cristiano Ronaldo ou Lionel Messi sont ensuite retranscrits sur leur personnage virtuel pour la réalisation de gestes techniques ou de célébrations à la suite d'un but [73] (Figure 1.2). Que ça soit pour les films ou les jeux vidéo, la motion capture est utilisée pour capter le mouvement d'un acteur ou d'un sportif afin de donner vie à un avatar numérique.



FIGURE 1.2 – Utilisation de la motion capture pour la réalisation du jeu vidéo FIFA 18 d'EA Sports, ici sur Cristiano Ronaldo (2017)

Avant d'être utilisée pour le monde de l'Entertainment, la MoCap a été développée dans les années 70 dans le domaine de la recherche scientifique. L'objet scientifique était une analyse fine du mouvement humain permettant des avancées dans le domaine de la santé et de l'anatomie. De par la commercialisation des systèmes de MoCap tels que Vicon (Oxford Metrics, United Kingdom), Coda Motion (Charnwood Dynamics Limited, United Kingdom), Qualysis (Qualisys, Suède) ou encore Optotrack (Northern Digital Inc, Canada) pour les plus connus, la MoCap s'est démocratisée dans la recherche biomécanique, puis aux études ergonomiques et aux applications sportives.

Aujourd'hui, un système de MoCap est l'un des équipements courant de tous laboratoires de biomécanique en relation avec la biomécanique du mouvement, l'ergonomie ou le sport [53] [72] [83]. Par ailleurs, la MoCap est aussi devenue un dispositif médical permettant de réaliser des analyses cliniques pour le suivi de rééducation ou l'évaluation des capacités motrices [101]. De plus, la MoCap a changé la pratique sportive de par son usage par les entraîneurs pour l'optimisation de la performance sportive en analysant des gestes déterminants dans l'amélioration de la performance et la réalisation de nouveaux records [82]. Enfin, la MoCap est devenue un censeur pour les analyses ergonomiques qui, par l'analyse des postures et gestuelles au travail, permet de prévenir et anticiper les troubles musculo-squelettiques liés à la tenue d'un poste de travail [67].

La MoCap est donc devenue « le couteau suisse » de tous chercheurs, cliniciens, coachs sportifs, ergonomes, et plus généralement toute personne souhaitant capter une information sur la posture et le mouvement de l'homme et l'animal. La technologie réservée à une élite de « early users » s'est démocratisée, et de très nombreux systèmes se sont commercialisés. Comme dans toute innovation, la déclinaison des applications est mul-

tiple. Une fois devenue produit de masse, elle a vu ses usages bridés ou détournés pouvant ternir ou frustrer un utilisateur déçu par l'inefficacité ou les limitations fonctionnelles. Ce travail de recherche se veut être une « pause », un pas de côté, pour redécouvrir les systèmes de MoCap en relation avec leur usage. En effet, tous les systèmes de MoCap ne se valent pas. À travers ma pratique quasi quotidienne de différentes technologies, j'ai pu constater que tous systèmes ne pouvaient pas tout faire, par contre tous les systèmes pouvaient avoir une application spécifique. Afin de mieux cerner les spécificités, je propose de parcourir les grandes étapes historiques de la capture du mouvement afin de réaliser un tour d'horizon des innovations réalisées dans ce domaine au fil des âges, et mieux comprendre d'où viennent ces technologies et quelles étaient leurs applications premières.

1.1.1 L'Histoire de la capture du mouvement

Les Pionniers (Fin du XIX ème - début du XX ème siècle)

L'analyse du mouvement est un domaine de la biomécanique qui a commencé à se développer dans les années 1860. Le français Étienne Jules Marey (1830-1904) et l'anglais Edward Muybridge (1830-1904) ont indépendamment développé en parallèle des méthodes photographiques permettant de capturer le mouvement des segments et des articulations du corps humain lors de la course, du saut et de bien d'autres activités [65]. En 1879, sur une demande du gouverneur de Californie, Muybridge est parvenu à analyser le mouvement d'un cheval au galop et a pu affirmer que pendant un bref moment, le cheval avait les quatre sabots en l'air [51] (Figure 1.3).

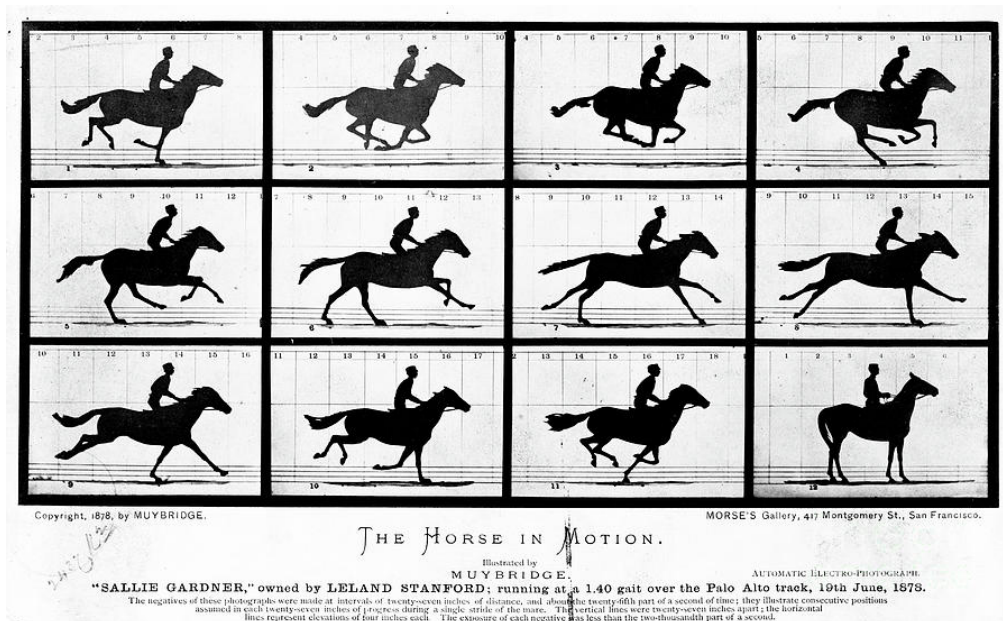


FIGURE 1.3 – "The horse in motion" (Muybridge 1879 [96])

Inspiré par ces travaux, Marey créa en 1882 le pistolet chronophotographique [96]. Ce système était capable de capturer douze images consécutives par seconde (Figure 1.4). Cet outil fait donc également partie des débuts du cinéma [79].

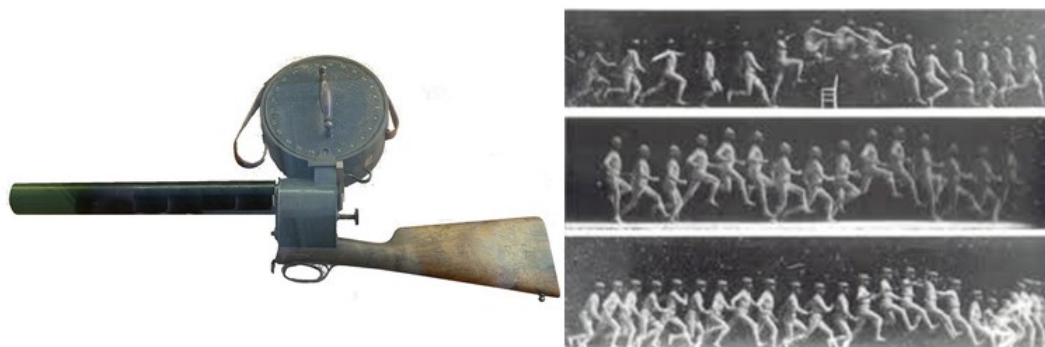


FIGURE 1.4 – "The human jumping" capté grâce au pistolet chronophotographique (Marey 1882)

Ces techniques photographiques ont permis de fonder les débuts de la capture du mouvement et de la biomécanique moderne. Marey et ses collaborateurs abandonnent rapidement ce projet pour inventer une caméra à plaque fixe avec un obturateur temporisé. Cette donnée permettant d'enregistrer des images séquentielles d'un mouvement grâce à un sujet vêtu d'un costume de MoCap montrant les repères squelettiques du sujet (Figure 1.5) [96]. Grâce à des lignes tracées sur les segments du corps, l'angle pouvait être mesuré à la main par la suite (Figure 1.6). La limite de ces techniques est qu'elles ne

permettent qu'une analyse 2D du mouvement. Quand le temps entre deux photos était connu, la vitesse des points anatomiques pouvait également être calculée.



FIGURE 1.5 – Costume de MoCap constitué de points et de lignes représentant les articulations et segments corporels (Marey 1884)

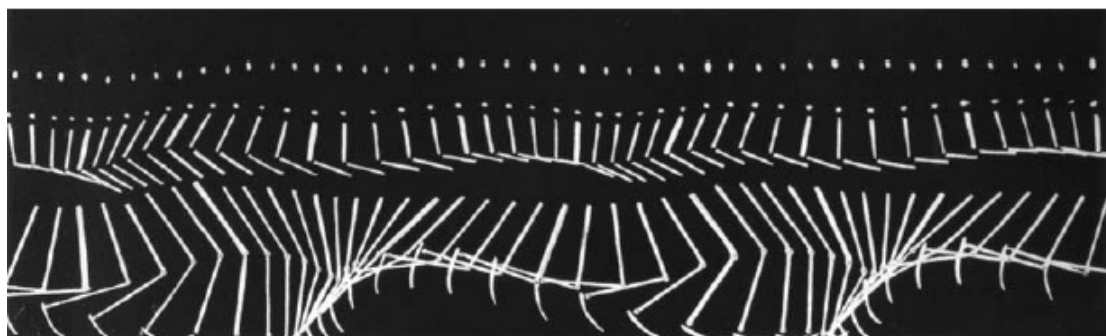


FIGURE 1.6 – Séquence photographique de course à pied prise par Marey, montrant les angles entre les segments d'un costume de MoCap

Peu après ces premiers travaux sur la capture et l'analyse du mouvement de l'homme et de l'animal, deux Allemands, Wilhelm Braune (1830 - 1892) et Otto Fischer (1861 - 1917), ont fait une avancée considérable dans l'étude tridimensionnelle du mouvement.

En effet, en 1895 ils ont publié *Der Gang des Menschen (La marche de l'homme)* [64]. Dans cette étude ils ont utilisé quatre appareils photos se déclenchant synchroniquement pour capturer le mouvement d'un sujet portant sur le corps onze signaux lumineux sur une combinaison noire (Figure 1.7). Ces signaux clignotent et s'inscrivent sur des plaques sensibles au fur et à mesure que le sujet bouge. Les clichés sont ensuite analysés au microscope afin d'établir les coordonnées 3D des articulations pour pouvoir en faire ressortir les positions et trajectoires des repères anatomiques.

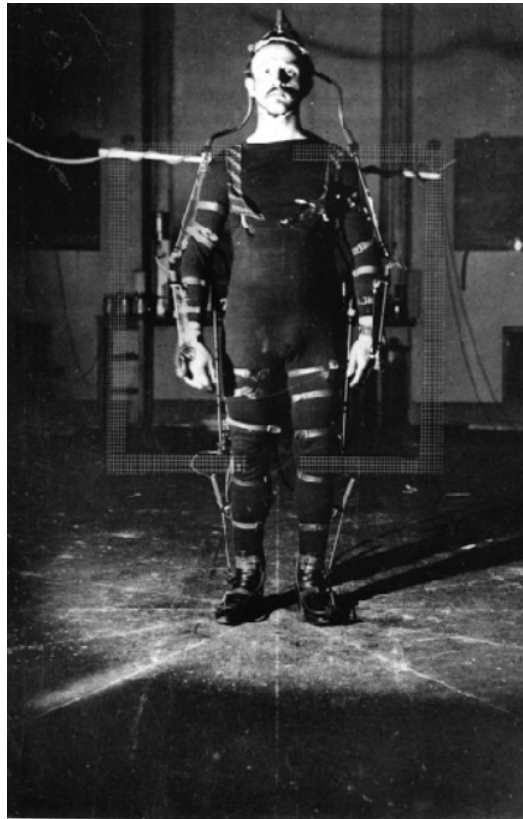


FIGURE 1.7 – Sujet équipé d'une combinaison noire avec les tubes de Geissler [64]

Un autre pionnier de la motion capture fut Harold Edgerton (1903 -1990) qui, à la suite de ses études au Massachusetts Institute of Technology (MIT) en 1931, créa le stroboscope [51]. Cet outil a permis de photographier des objets se mouvant à grande vitesse (Figure 1.8 et 1.9) et de les capturer en film. Il est donc un pionnier de la photographie à grande vitesse.

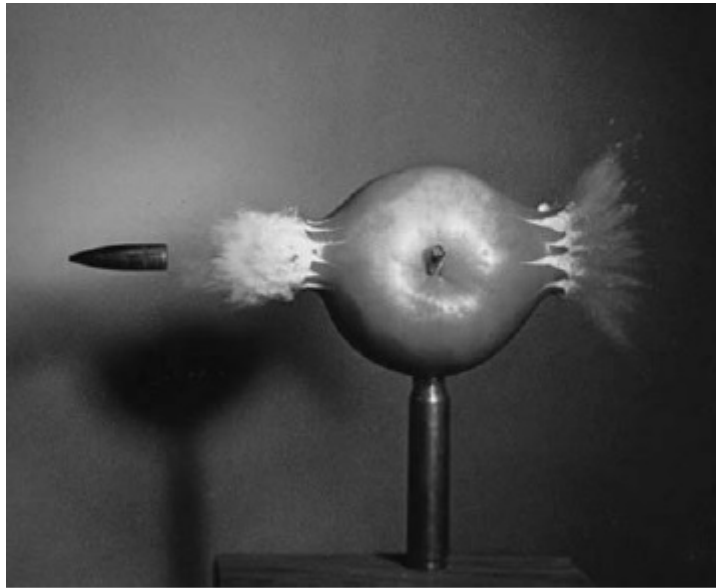


FIGURE 1.8 – "Shooting the apple" (Edgerton 1964)

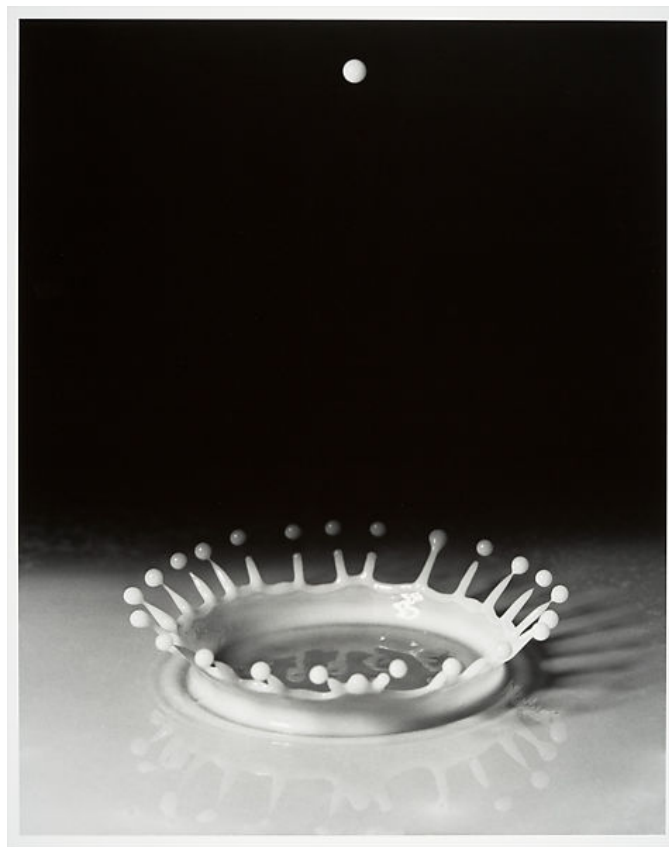


FIGURE 1.9 – "Milk Drop Coronet", Harold Egerton, 1957

En parallèle de ces inventions basées sur la photographie et la vidéo, en 1917, les frères Fleischer, Dave (1894 - 1979) et Max (1883 - 1972), obtiennent un brevet pour le Rotoscope (Figure 1.10).

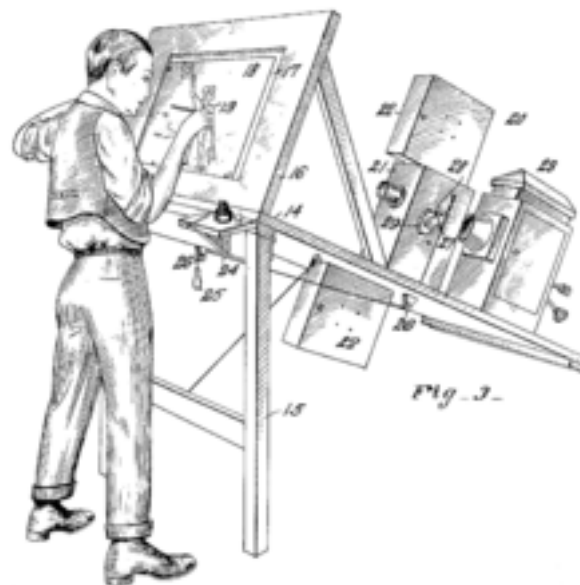


FIGURE 1.10 – Utilisation du rotoscope créé par les frères Fleischer

Cet outil permet de relever image par image les contours d'un mouvement humain filmé pour en transcrire la forme et les actions dans un film d'animation. Ce procédé permet de reproduire avec réalisme la dynamique des mouvements des sujets filmés. Il a permis la réalisation des premiers films d'animation. Le plus connu d'entre eux est Blanche-Neige et les Sept Nains par Walt Disney en 1937 [9] [51] (Figure 1.11).



FIGURE 1.11 – Réalisation du film d'animation Blanche-Neige et les Sept Nains à l'aide de la rotoscopie en 1937

Cette innovation est donc la première dans l'animation de personnage virtuel issue de mouvement humain.

Ces quatre hommes furent à l'origine de la capture du mouvement grâce à leurs travaux sur la photographie initiés par Muybridge, repris et améliorés par Marey et Edgerton. Les Fleischer quant à eux, ont utilisé les technologies de capture de mouvement pour en créer des films d'animation. Les travaux de ces pionniers se sont par la suite heurtés à

l'émergence des nouvelles technologies et de l'informatique, ouvrant alors de plus larges périmètres d'innovation.

Les premiers venus, dans ces nouveaux domaines furent incontestablement Alan Turing (machine de Turing -1936) et John Adam Presper Eckert (Electronic Numerical Integrator and Computer (ENIAC) - 1946) [69] qui, respectivement, inventèrent les premiers calculateurs, composants désormais essentiels dans la capture du mouvement moderne.

La capture du mouvement moderne (XX ème et XXI ème siècle)

Une dizaine d'années après l'invention de l'ENIAC, l'animateur Lee Harrison III expérimentait des circuits analogiques et des tubes cathodiques. En 1959, Harrison a équipé une combinaison de potentiomètres et a pu enregistrer et animer les mouvements d'un acteur, en temps réel, sur un tube cathodique. Le résultat donnait un personnage animé essentiellement constitué de bâtons lumineux. Cette innovation marquait le premier exemple de capture de mouvement en temps réel [22].

Dans les années 1980, l'étude du mouvement humain dans les laboratoires de biomécanique s'est développée. Tom Calvert, professeur de kinésiologie et d'informatique à l'université Simon Fraser (Burnaby, Canada), a été l'un des premiers à utiliser des potentiomètres pour suivre la flexion et l'extension des genoux. Ce sont les débuts des systèmes mécaniques (Figure 1.12).

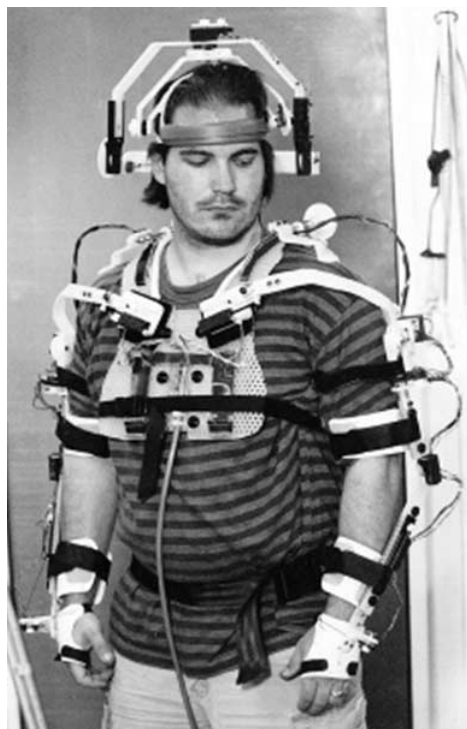


FIGURE 1.12 – Système de capture du mouvement composé de potentiomètres

Peu après, le MIT a développé sa «marionnette graphique». Ici, ils ont fixé des lumières LED à une combinaison portée par un acteur et ont capturé son mouvement avec Opeye, un système de capture optique de mouvement composé de deux caméras de suivi, dont les images ont été retracées pour rendre le mouvement 2D de l'acteur. Peu de temps après, l'avancement de la technologie de capture de mouvement a été ralenti en raison des coûts et de la lenteur du traitement informatique [61]. Plus tard, les animateurs ont utilisé des combinaisons composées de marqueurs actifs et quelques grosses caméras pour suivre les mouvements des acteurs. Les images numériques, ainsi collectées étaient plus détaillées et plus précises que les dessins en traits radioactifs de Harrison. Le problème majeur de cette génération venait de la taille des caméras. Dans les années 1990, chaque caméra utilisée pour la MoCap était à peu près de la taille d'un petit réfrigérateur, et les utilisateurs devaient labéliser manuellement chaque marqueur, sur chaque image, pour chaque scène. C'était presque aussi laborieux que la rotoscopie [22].

Depuis le début des années 2000, nous assistons à une révolution dans le milieu du jeu vidéo. En effet, pour sa console, la Wii, l'entreprise Nintendo (Japon) a intégré des accéléromètres dans sa télécommande, la Wiimote, afin de retranscrire le mouvement des joueurs dans les jeux (Figure 1.13).

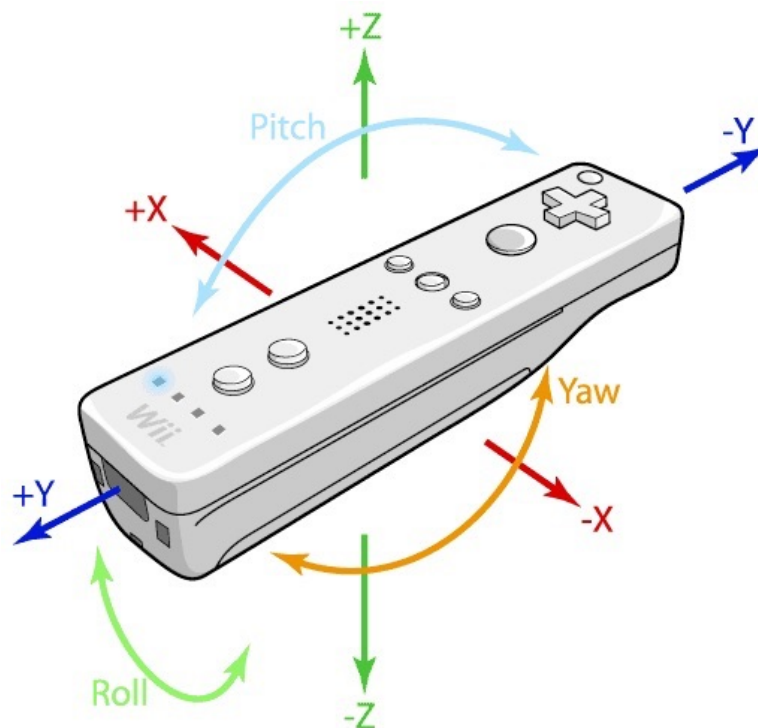


FIGURE 1.13 – La wiimote composée d'un accéléromètre, créé par Nintendo au début des années 2000

Du côté des États-Unis, Microsoft, inventeur de la Xbox, lance son Kinect, une caméra

de profondeur permettant au joueur d'animer le personnage de jeu vidéo sans manette ni marqueur [54]. Ces deux technologies du jeu vidéo ont permis la démocratisation des systèmes inertiels et systèmes optiques sans marqueur.

La suite des années 2000 a surtout vu l'essor de la capture du mouvement grâce au monde de l'Entertainment, c'est-à-dire l'industrie du jeu vidéo et du cinéma. De plus en plus de jeux et de films sont réalisés grâce à ces techniques. Cette démocratisation a permis l'évolution de ces technologies et multiplié les applications dans le domaine de la recherche en biomécanique. Cette période a permis aux systèmes dits optiques d'arriver à maturité.

C'est à partir de cette période que de nombreuses innovations ont contribué aux améliorations des systèmes optiques.

En synthèse, depuis la fin du XIX ème siècle, les nouvelles technologies de la capture du mouvement et de l'informatique ont eu un essor conséquent. Les innovations dans le domaine des sciences médicales, l'armée et les images générées par ordinateur ont permis une évolution des systèmes déjà disponibles et de voir émerger de nouvelles technologies de MoCap. La recherche et le développement de la technologie numérique d'analyse du mouvement ont commencé par l'application médicale et militaire dans les années 1970. Cette technologie a eu le droit à de nombreuses évolutions conséquentes aux progrès des composants informatiques.

À ce jour, en 2021, de nombreuses technologies pour l'analyse du mouvement sont disponibles. Nous pouvons trouver des systèmes mécaniques, des systèmes magnétiques, des systèmes inertiels ou encore des systèmes optiques décomposés en 2 catégories, avec et sans marqueur [85] (Figure 1.14).

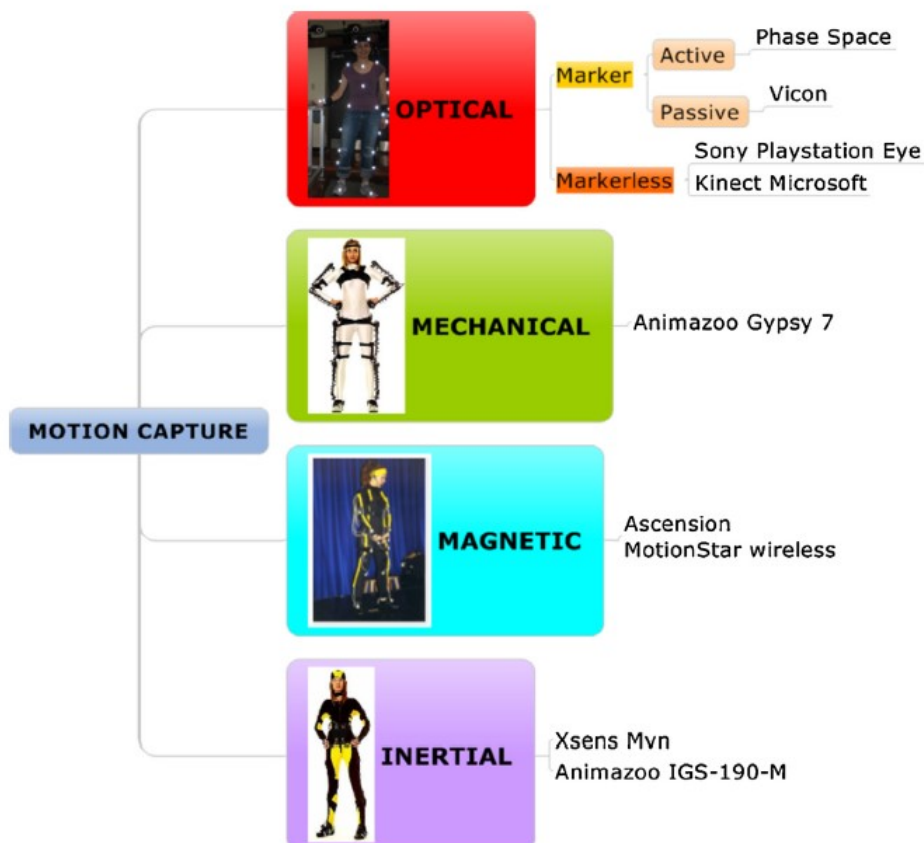


FIGURE 1.14 – Classification des différents systèmes de capture du mouvement disponibles [85]

Dans la suite de ce chapitre, je vais détailler un panorama de chacune de ces technologies en commençant par les systèmes optiques, puis mécaniques, magnétiques, pour finir avec les systèmes inertiels.

1.1.2 Les Technologies de capture du mouvement

Les systèmes optiques

L'analyse du mouvement par méthode optique est la technologie la plus répandue. Elle repose sur des systèmes de caméras vidéo ou infrarouge qui vont filmer un sujet en statique ou en mouvement. Chaque caméra capte le mouvement d'une cible en 2D. Ensuite, deux techniques se distinguent pour la détermination de la position 3D de la cible. La première consiste à coupler à la vidéo à un rayon infrarouge permettant de récupérer les informations de profondeur de la cible captée. Les informations recueillies par le plan 2D de la vidéo auquel vient s'ajouter l'information de profondeur nous donnent donc le placement en 3D de la cible : c'est la méthode sans marqueur (markerless).

La seconde consiste à récupérer les informations 2D de plusieurs caméras captant des marqueurs actifs ou passifs posés sur la cible, et de traiter ces images informatiquement

avec une Transformation Direct Linéaire (Direct Linear Transform (DLT)) afin d'en faire ressortir les informations 3D de la cible, c'est ce qu'on appelle la stéréophotogrammétrie : c'est la méthode avec marqueurs (Marker based) [2] [20].

Les systèmes Optiques sans marqueur

La capture du mouvement optique sans marqueur est une technologie se basant uniquement sur la vision par caméra. Ces systèmes sont basés sur des systèmes de caméras vidéo associées à des capteurs de profondeur. Deux technologies sont connues pour ces systèmes : les caméras de profondeur qui capturent la profondeur de l'image, et les caméras RGB-Depth qui capturent à la fois la couleur et la profondeur [21]. Cette technologie n'en est encore qu'à ses débuts et le nombre de fabricants est réduit [21].

L'exemple le plus connu du grand public pour cette technologie est la Kinect développée par Microsoft (Figure 1.15). Cette caméra a déjà fait l'objet de nombreuses études validant son potentiel pour la capture et l'analyse du mouvement [30] [78]. Mais il n'est pas le seul disponible sur le marché, d'autres systèmes comme les caméras Miquis vidéo ou Miquis Hybrid (Qualisys, Göteborg, Suède) sont également disponibles.



FIGURE 1.15 – Caméra Microsoft Kinect pour la capture du mouvement dans le domaine du jeu vidéo

Ce type de caméra utilise le rayonnement texturé infrarouge afin d'estimer la profondeur des cibles présentes dans le champ de vision. Ce système permet d'avoir une grande flexibilité au niveau de son utilisation. Cependant, la taille réduite du champ et les occultations régulières le rendent peu efficace. Un autre inconvénient lié à ce système

est la précision de celui-ci¹ [21] [99]. De plus, il s'avère que l'algorithme de détection des segments corporels arrive très vite à sa limite lorsque la cible sort totalement ou partiellement du champ de vision ou lorsqu'elle n'est pas parfaitement face à l'objectif. Autre limitation, les rayons infrarouges du soleil peuvent également venir perturber la capture [21].

Les systèmes Optiques avec marqueur

Les systèmes optiques avec marqueurs, aussi appelés systèmes optoélectroniques basés sur le principe de stéréophotogrammétrie, sont les plus utilisés pour la capture et l'analyse de la cinématique du mouvement [86]. L'évolution de cette technologie a amené des systèmes simples à mettre en place, non invasifs pour le sujet et ayant une précision inférieure au millimètre [35] [87]. Comme son nom l'indique, cette technologie nécessite la pose de marqueurs sur le sujet. Ces marqueurs peuvent être actifs, c'est-à-dire qu'ils émettent un rayonnement infrarouge qui est capturé par les caméras, ou passifs, c'est-à-dire qu'ils n'émettent pas de rayonnement infrarouge, mais reflètent les rayons entrants [51]. Ces marqueurs étant collés sur la peau du sujet, le plus souvent avec du scotch double face hypoallergénique, ils n'altèrent pas l'organisme du sujet. Grâce à un algorithme de reconstruction, le plus connu étant le DLT [2], la position du marqueur est recalculée dans l'environnement tridimensionnel. Pour le cas des marqueurs passifs, les caméras émettent un rayonnement infrarouge qui est réfléchi par le marqueur, constitué d'une couche de scotch photorélecteur, et capturé à nouveau par les caméras [87]. Cette technique, indépendante de la source d'énergie des marqueurs, permet une grande liberté de mouvement du sujet et d'autonomie du système car il n'y a pas besoin de source d'alimentation pour leur utilisation (Figure 1.16).

1. Dans le reste de ce manuscrit, le terme « précision » sera utilisé pour caractériser un système ou une analyse exacte et fiable. Ces termes seront définis dans le second paragraphe de ce chapitre



FIGURE 1.16 – Capture du mouvement via un système optoélectronique avec marqueurs passifs

Afin de recréer l'environnement 3D, chaque caméra récupère des images 2D de la position des marqueurs, et tout comme notre vue humaine, au moins deux caméras sont nécessaires pour recréer l'environnement 3D et dans le cas de la motion capture, grâce au DLT [2]. Les caméras doivent être placées en faisant en sorte que les droites normales au plan des caméras ne soient pas confondues. La théorie du mouvement des corps solides ou rigides d'Euler [37] permet ensuite de reconstruire la cinématique des segments corporels grâce à la position 3D des points anatomiques captés. Une des limites de ce système est que l'on utilise la théorie du mouvement des corps solides ou rigides, mais les mouvements de peau et les déplacements de masse des segments peuvent amener des erreurs de mesure [11] [75]. Néanmoins, cette technologie est aujourd'hui la plus précise et sert de référence dans le monde de la capture du mouvement [34] [41] [87]. Cependant, cette technologie possède des limitations propres :

- Le volume de capture est défini par le placement des caméras, et il n'est pas possible d'en sortir.

- Une calibration doit être faite régulièrement, les marqueurs doivent être fixés sur les points anatomiques et des occultations apparaissent au cours des mesures.

- Les analyses en extérieur sont quasi impossibles, car les rayons infrarouges générés

par le soleil, par exemple, vont perturber les rayons infrarouges envoyés par les caméras.

Malgré le fait qu'il y ait ces limitations, cette technologie est donc une référence au niveau de la précision et de la fiabilité des données enregistrées en laboratoire, mais elle reste peu adaptée aux applications écologiques, c'est-à-dire en dehors d'un laboratoire fixe.

Les systèmes mécaniques

Les systèmes mécaniques que l'on peut également caractériser par exosquelette sont des systèmes qui mesurent directement les angles articulaires d'un individu doté d'une combinaison articulée composée de tiges droites et de potentiomètres (Figure 1.17). Chaque articulation est ensuite reliée à un codeur angulaire. La valeur du mouvement de chaque codeur (rotation) est enregistrée par un ordinateur qui, en connaissant la position relative des codeurs (articulations), peut reconstruire ces mouvements sur l'écran à l'aide d'un logiciel. Un décalage est appliqué à chaque codeur, car il est très difficile de faire correspondre exactement leur position avec celle de la relation réelle [84].



FIGURE 1.17 – Capture du mouvement mécanique grâce au Gypsy 7 Torso permettant la capture des mouvements du haut du corps

Cette technique offre une grande précision et a l'avantage de ne pas être influencée par des facteurs externes. Mais la capture est limitée par des contraintes mécaniques liées à la mise en œuvre des encodeurs et de l'exosquelette. L'exosquelette utilise généralement des connexions filaires pour relier les capteurs angulaires à l'ordinateur. Il est donc beaucoup plus difficile de se déplacer avec un exosquelette, relativement lourd et connecté à un grand nombre de fils, qu'avec une petite sphère réfléchissante comme

dans le cas de la MoCap Optique avec marqueurs. La liberté de mouvement est plutôt limitée [84].

Les systèmes magnétiques

Les systèmes de capture de mouvement magnétique utilisent des capteurs placés sur le corps (Figure 1.18) pour mesurer le champ magnétique basse fréquence généré par une source émettrice. Les capteurs et la source sont câblés à une unité de commande électronique qui corrèle leurs emplacements rapportés dans le champ. Grâce à un logiciel, les positions et les rotations sont représentées dans un espace 3D [86].



FIGURE 1.18 – Exemple de système de capture du mouvement magnétique

L'avantage de cette méthode est que les données enregistrées sont précises, et qu'à part le calcul de position aucun autre calcul n'est utile au traitement. L'inconvénient vient du fait que tout objet métallique extérieur est perturbateur pour le champ magnétique et peut fausser les données [84].

Les systèmes inertiels

Une centrale inertielle ou IMU (Inertial Measurement Unit) [38] est un capteur permettant de mesurer la vitesse angulaire, l'accélération et l'orientation [3]. Il existe deux types d'IMU. Dans un premier temps, il est apparu des capteurs constitués d'un accéléromètre et d'un gyroscope. L'accéléromètre permet de mesurer l'accélération inertielle alors que le gyroscope permet de mesurer la rotation angulaire [3]. Plus tard, ces mêmes

systèmes ont été améliorés grâce à l'ajout d'un magnétomètre. Le magnétomètre mesure l'orientation grâce aux champs magnétiques et permet de corriger les données issues du gyroscope [3].

De par leur faible coût et leur petite taille (Figure 1.19), les centrales inertielles représentent une bonne alternative pour des analyses en situation écologique. Ils sont également très présents dans les smartphones et les nouvelles technologies dites «connectés» [59].

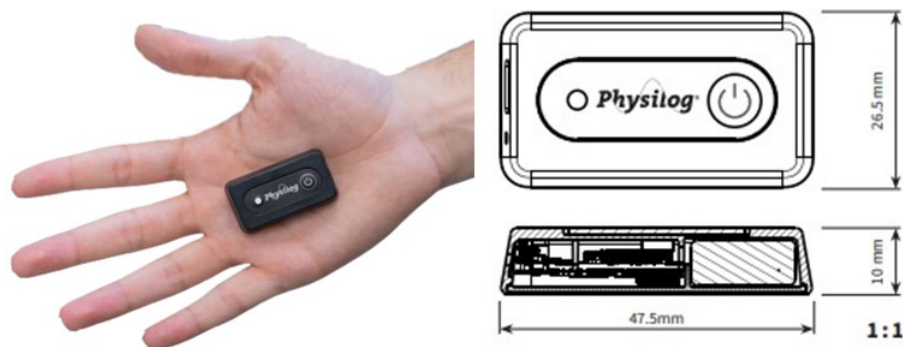


FIGURE 1.19 – Centrale inertielle Physilog (Gait Up, Lausanne, Suisse)

Malgré le fait qu'il possède des points forts, l'IMU possède ses propres points faibles. Les données de l'accéléromètre et du gyroscope peuvent poser des problèmes lors de la détermination des angles articulaires [27]. Le magnétomètre quant à lui peut être biaisé par des perturbations magnétiques externes, ce qui peut limiter la précision des estimations d'orientation [90]. Comme tout capteur portable et sans fils, des erreurs peuvent également venir de la pose de celui-ci sur le corps du sujet, ou de par la calibration pré-analyse [70].

L'IMU est donc, pour le moment, moins précis que les systèmes optiques en laboratoire, [38] mais c'est une technologie récente et prometteuse.

Chacune de ces technologies a donc sa place à part entière dans le monde de la capture du mouvement. Bien évidemment, elles ont toutes leurs points forts et leurs points faibles. Cependant, ce sont les systèmes optiques qui restent les plus couramment utilisés aujourd'hui. Tout comme pour les systèmes précédents, des efforts constants en recherche et innovation permettront d'offrir des systèmes inertiels fiables et adaptés à la capture du mouvement en milieu écologique.

Bilan de la capture du mouvement

Cette première partie avait pour but de faire un panorama des technologies de capture du mouvement. En partant d'un rappel historique, il a été listé les technologies les plus utilisées présentes sur le marché. Quatre grandes familles de systèmes sont donc disponibles : les systèmes optiques, les systèmes mécaniques, les systèmes magnétiques et les systèmes inertiels. Chacun de ces systèmes a la capacité de mesurer le mouvement avec des précisions différentes. Ces quatre familles de systèmes ont par ailleurs un objectif commun qui est de mesurer le mouvement. Et quand il est question de mesure, une science bien précise est donc sous-entendue : la Métrologie. C'est donc à ce domaine de la science que je vais m'intéresser dans le paragraphe suivant.

1.2 La Métrologie

La capture du mouvement étant un domaine de la biomécanique faisant appel à la mesure, la métrologie joue donc un rôle très important dans la validité des méthodes de mesure.

L'Homme a toujours cherché à mesurer et attribuer des grandeurs dans tous les domaines et particulièrement à tout ce qui doit être négocié et ramené au poids. Une des autres premières grandeurs qu'il a aussi cherché à standardiser fut celle nécessaire pour évaluer des distances ou des longueurs [45]. La mesure, devenue métrologie existe depuis l'aube des civilisations. Il est supposé que la métrologie est née en Mésopotamie. Pendant des millénaires, l'homme a ainsi mesuré le monde qui l'entoure à l'aide de ce qu'il a de plus accessible : son corps. L'homme-étalon utilise la longueur de son pouce, celle de son doigt, de sa main, de son avant-bras, de son pied, de ses pas, de ses bras écartés ou encore le poids et la température de son corps.

La métrologie est définie par le Bureau International des Poids et Mesures (BIPM, 2004) comme étant *"la science des mesures, englobant les déterminations expérimentales et théoriques à tout niveau d'incertitude dans tout domaine de la science et de la technologie"*. La mesure est fondamentale pour presque toutes les activités humaines et il est donc important que la précision de toute mesure soit adaptée à l'objectif, et par conséquent utiliser l'outil adapté à la grandeur que l'on veut mesurer. La métrologie ne se limite pas à la réalisation de mesures de routine, elle concerne l'infrastructure qui garantit que nous avons confiance dans la précision de la mesure.

La métrologie peut être divisée en trois sous-domaines que je vais définir dans le paragraphe suivant : la métrologie légale, la métrologie industrielle et la métrologie scientifique [49] [45].

1.2.1 Les différentes Métrologies

La Métrologie Légale

Pour l'Organisation Internationale de Métrologie Légale (OIML), *« la métrologie légale recouvre la pratique et le processus consistant à appliquer la structure et l'exécution des réglementations à la métrologie. La métrologie légale fait appel à tous les développements de la métrologie dans le but d'obtenir des références et une traçabilité appropriée. Elle peut s'appliquer à toute grandeur traitée par la métrologie »*. (OIML D1 Edition 2012(F))

La métrologie légale regroupe un ensemble d'exigences et de procédures de contrôle imposées par l'État pour garantir la fiabilité de certains instruments de mesure, comme les balances par exemple, afin d'assurer la protection du consommateur, la loyauté des échanges et la bonne application des lois et règlements [81].

In fine la métrologie légale doit donner confiance dans des résultats de mesure par le biais des dispositions légales. Les besoins et les exigences sur les résultats de mesure devraient être étudiés en amont des besoins et exigences portant sur les instruments de mesure.

La Métrologie Industrielle

La métrologie industrielle couvre un large champ qui ne s'adapte plus uniquement aux industries, comme son nom pourrait le laisser penser, car elle s'est étendue à d'autres domaines comme la santé, la sécurité, les sciences ou encore l'environnement. Elle contribue à valider la qualité des produits ou services. Ce concept a été adopté par les industries au début de l'ère industrielle permettant d'assurer qu'une pièce d'un produit fabriqué dans une entreprise pourrait être assemblée sans soucis avec une autre pièce produite par une autre entreprise. La métrologie industrielle est donc un langage universel pour les industries qui s'est beaucoup développé. À ce jour, 105 pays l'ont adopté officiellement, et ce chiffre est en perpétuelle croissance [46].

La Métrologie Scientifique

La métrologie scientifique est complémentaire à la métrologie légale et à la métrologie industrielle. Elle est consacrée à la recherche sur les unités du système international (SI). C'est le domaine le plus élevé de la métrologie, car il touche aux unités de base. Elle s'emploie également au développement de systèmes de mesure nécessitant plus de fiabilité et d'exactitude contraintes par l'évolution des exigences de la société et des technologies. La recherche dans ce domaine, bien souvent résultat d'une coopération internationale, peut parfois aboutir, comme en 2018, à des modifications du SI ou au développement de nouveaux moyens de mesure ou d'étalons plus performants. Les organismes régionaux de métrologie (RMO) comme Euramet en Europe coordonnent ces activités et organisent des programmes de financement de ces recherches au travers de programmes tels que European Metrology Research Program (EMRP) ou European Metrology Program for Innovation and Research (EMPIR), de son nouveau nom [47].

Dans le milieu de la recherche, la qualité des analyses dépend de la qualité métrologique des outils de mesure. Qu'ils soient développés à des fins de recherche ou pour des applications dédiées, ces outils de mesure doivent être exacts, fiables et valides [40]. C'est donc à ces termes que je vais m'intéresser dans le paragraphe suivant [33].

1.2.2 Validité, Justesse, Fiabilité

La métrologie s'emploie à quantifier la justesse, la fiabilité et la validité d'une mesure. Elle implique la traçabilité ou la comparaison avec un «étalon» ou entre différents systèmes de mesures.

Détaillons maintenant les termes Validité, Justesse, Fiabilité et Précision

La validité correspond à la méthode utilisée pour obtenir le résultat de mesure voulu. Chaque application a son besoin en précision et chaque système a ses capacités de précision. Un système valide est donc un système dont la précision correspond au besoin de précision de l'application choisie. [33].

La justesse correspond à l'écart entre le résultat d'une valeur mesurée et une valeur de référence (Figure 1.20). Attention, à ne pas confondre l'exactitude et la résolution qui est un terme bien distinct de l'exactitude. La résolution fait référence à la résolution maximale ou au nombre de chiffres significatifs dans une mesure [33]. Par exemple, une horloge a une précision de 1 s alors qu'un chronomètre a une précision de 0,01 s.

La fiabilité est définie par la dispersion des résultats d'une même mesure répétée. Si par exemple cinq mesures d'une même grandeur donnent cinq fois le même résultat, qu'ils soient justes ou non, la mesure est fiable (Figure 1.20) [33].

La précision correspond à une mesure qui est juste et fiable.

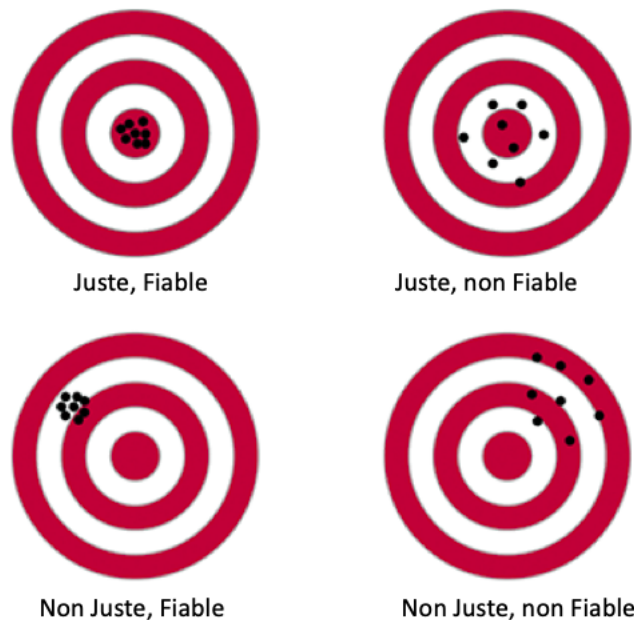


FIGURE 1.20 – Schématisation de la justesse et de la fiabilité

1.2.3 La métrologie et la motion capture

Dans le cadre de la capture du mouvement, ces trois termes sont très importants. Pour commencer, il faut se poser la question de validité afin de préparer le protocole le plus valide possible, c'est-à-dire, le protocole qui permettra au mieux de mesurer le paramètre désiré avec le matériel adapté. En effet, connaître la précision d'un système va permettre de choisir le système le plus approprié à la mesure à réaliser. Une fois ce protocole réalisé, les mesures peuvent être entreprises. La première information à vérifier dans le cas de mesures répétées est la fiabilité de celles-ci, pour ensuite pouvoir en déterminer leur exactitude par rapport à la valeur de référence.

Dans mon travail, le terme de précision est essentiel. En effet, comme mentionné précédemment, il faut connaître la précision d'un système de capture du mouvement afin d'utiliser le système adéquat à la mesure ciblée. Chaque mesure nécessite un outil de mesure adapté. Or, de nos jours, aucun protocole bien défini pour la quantification de la précision d'un système de capture du mouvement n'est disponible. Chacun la détermine à souhait sans pouvoir se baser sur un protocole de référence [34] [35] [78] [68]. Les constructeurs n'indiquent pas ou très peu souvent cette information dans les caractéristiques techniques de leurs systèmes.

Bilan de la Métrologie

Ce chapitre a permis de parcourir les grands principes de métrologie. La capture du mouvement étant un outil de mesure, elle peut être classée dans la métrologie scientifique. En effet, la mesure d'un mouvement nécessite la quantification du déplacement ou de rotation qui peuvent être reliés à des étalons dimensionnels. Mais l'hétérogénéité des technologies de capture du mouvement n'a pas permis aux utilisateurs de capture du mouvement d'appliquer un protocole unique ou d'avoir un point de comparaison. Par ailleurs, compte tenu des usages de la capture du mouvement comme dispositif médical ou discriminateur d'une performance sportive, cela impose d'acquérir des connaissances précises du grade de précision de la mesure du mouvement.

Compte tenu de ce contexte, je vais détailler l'objet de mon travail de recherche.

Positionnement du travail de recherche

Comme précisé en introduction, ce projet de recherche a pour ambition de développer une méthodologie de test de précision de système de capture du mouvement dans le but d'identifier des applications possibles. Compte tenu de la dimension industrielle, j'ai voulu lui donner une dimension très pragmatique. En effet, l'aspect industriel est ici bien clair et nécessite une réponse sans ambiguïté : comment le système de MoCap Mokam de la société Kinestesia se positionne sur le marché des systèmes de MoCap ? Qu'est ce qui le spécifie et pour quel usage ?

La première étape pour qualifier un système MoCap est la nécessité de le positionner dans son écosystème. Ainsi, l'état des lieux du paysage actuel m'a permis de caractériser le Mokam comme faisant partie de la catégorie des systèmes optiques avec marqueurs passifs. En effet, celui-ci est composé de deux caméras vidéo captant la position de gommettes colorées pour en faire ressortir leurs coordonnées 3D (Figure 1.21).



FIGURE 1.21 – Le Mokam et son interface utilisateur créé par la société Kinestesia

Le Mokam s'appuie donc sur une technologie de photogrammétrie brevetée par Kinestesia en 2017 (FR 3069942 A1 - ANALYSE D'UN MOUVEMENT ET/OU D'UNE POSTURE D'AU MOINS UNE PARTIE DU CORPS D'UN INDIVIDU). Les marqueurs passifs sont des gommettes de couleurs vives et très contrastées placées sur le sujet permettant

le repérage des points anatomiques. En pratique, une fois que les gommettes sont placées sur le sujet, le Mokam filme la scène désirée grâce à ses 2 caméras couleurs enregistrant à 100 Hz et de résolution 1400 x 800 pixels (Table 1.1) fixes dans un banc optique (Figure 1.22) avec un plan de capture parallèle à celui-ci (Figure 1.23). Les caméras étant fixes, le système n'a besoin d'être calibré qu'une seule fois avant la première utilisation.

Mokam-S Version beta 1.0 / Janvier 2018	
Fréquence d'acquisition (Hz)	100
Résolution	1400 x 800
Distance minimum de captation	2,7
Distance maximum de captation	6
Précision de la mesure à 4m (cm)	< 1

TABLE 1.1 – Caractéristiques techniques du Mokam fournies par Kinestesia

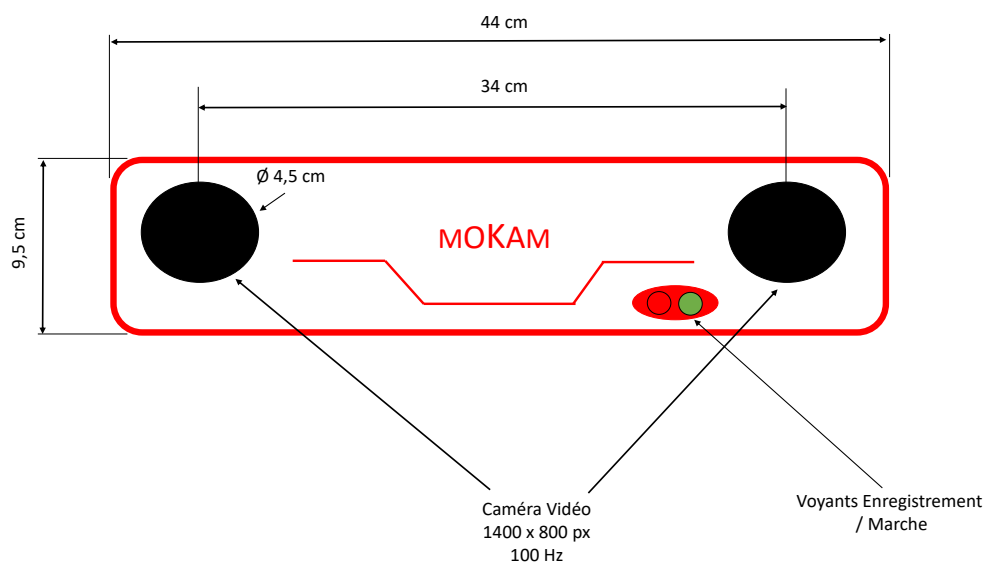


FIGURE 1.22 – Dimensions et caractéristiques du Mokam

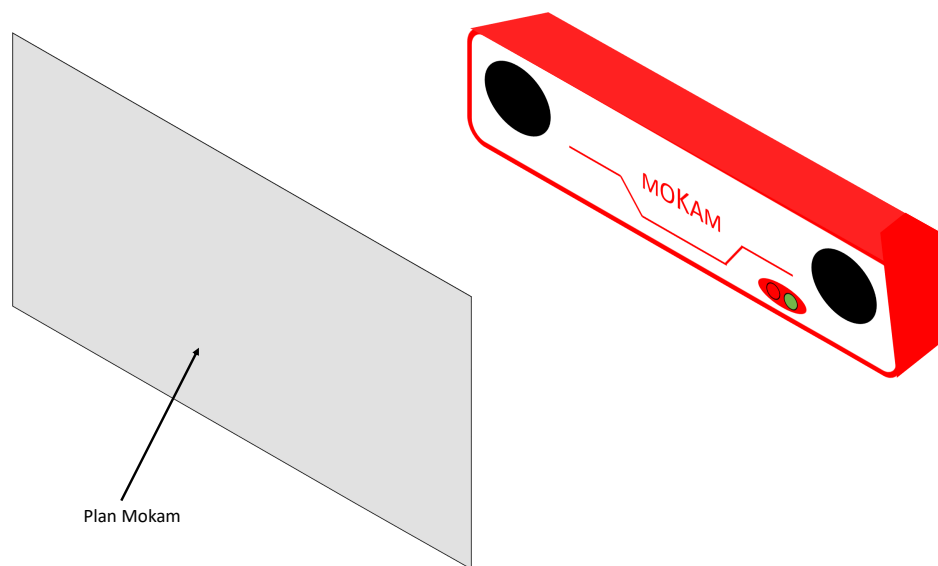


FIGURE 1.23 – Définition du plan du Mokam, qui est un plan parallèle à celui-ci

Le logiciel propriétaire permet d'extraire les coordonnées 3D des points captés. En complément, un module spécifique permet selon une configuration de marqueurs pré-établie d'estimer des angles articulaires.

La deuxième étape destinée à étudier la métrologie d'un système de MoCap est de le relier à une référence ou un étalon de mesure. Le système de MoCap optique avec marqueurs passifs utilisé comme référence est le système Vicon et son logiciel de reconstruction 3D Nexus (Oxford Metrics, United Kingdom) [68]. Il est composé de caméras infrarouges dont la résolution, le nombre et les positions sont en fonction de la disponibilité en volume du laboratoire et de la capacité financière de l'acheteur. Au Centre d'Excellence de la Biomécanique du Mouvement (CoEMoB) du laboratoire BioMécanique et BioIngénierie (UMR-CNRS 7338) de l'Université de Technologie de Compiègne, nous disposons d'un système de 39 caméras Vicon composé de 18 Mx T160, 12 Bonita, 7 Vantage enregistrant à 100 Hz et 2 Bonita Vidéo enregistrant à 33 Hz (Figure 1.24). La précision de ce système après calibration est inférieure au millimètre. Mais étant donné que les caméras sont amovibles, pour atteindre cette précision, le système a besoin d'être calibré très souvent à l'aide de la baguette de calibration fournie par le constructeur. La baguette est constituée de 5 marqueurs actifs ou passifs dont les distances intermarqueurs sont connues. Ce projet étant lié à la métrologie, ces longueurs ont été re mesurées à l'aide d'un pied à coulisse précis au centième de millimètre (Figure 1.25).



FIGURE 1.24 – Plateforme de capture du mouvement du Centre d'Excellence de la Biomécanique du Mouvement de l'Université de Technologie de Compiègne



FIGURE 1.25 – Baguette de calibration du système Vicon avec les longueurs en millimètre entre les marqueurs

Disposant d'un système MoCap de référence, la question de recherche est alors de concevoir un protocole expérimental et une méthodologie la plus générique possible pour réaliser la comparaison entre ces systèmes. Ceci sera développé dans le Chapitre 2 de ce mémoire.

La troisième étape est de définir les applications possibles d'un système de MoCap. Théoriquement tout système de MoCap permettant la détermination de coordonnées 3D peut être ouvert aux usages actuels. Ainsi pour les chirurgiens orthopédistes, il est sou-

vent demandé aux systèmes de MoCap de permettre les calculs des angles articulaires [92]. Pour les médecins rééducateurs, kinésithérapeutes et ostéopathes le besoin est plus orienté vers les Analyses Quantifiées de la Marche (AQM) [17]. Pour les podologues et posturologues, le système utilisé doit être capable d'analyser une posture [5]. Et enfin pour les entraîneurs sportifs et vétérinaires équin, c'est la quantification de performance et l'analyse du geste parfait qui est demandée [53] [74]. Pourtant, la pratique permet à tout système de Mocap de tout faire. Même si le dicton « qui peut le plus peut le moins » à un sens théorique, il ne correspond pas à une réalité du marché. En pratique, il faut donc connaître les capacités de son système, mais aussi la complexité du mouvement à enregistrer afin de connaître le niveau de précision nécessaire pour le capter correctement et ainsi en déterminer des paramètres suffisamment discriminatoires. C'est avec cette philosophie que le Chapitre 3 est construit.

CHAPITRE

2

ANALYSE DE LA PRÉCISION

2.1 Contexte général du chapitre

La valeur de précision du système de capture du mouvement que l'on utilise est une information importante à connaître. Les systèmes étant tous différents, ils n'ont donc pas les mêmes caractéristiques ni paramètres techniques. Or, la précision du système utilisé lors de la capture d'un mouvement va avoir un impact sur l'analyse et le résultat des données collectées. C'est donc dans ce contexte que de pouvoir quantifier la précision d'un système prend son sens. À ce jour, aucun protocole de référence pour la détermination de ces capacités techniques (précision, condition d'utilisation, etc.) n'est réellement disponible. Bien que plusieurs publications scientifiques aient déjà analysé la précision de systèmes, il n'y a pas de protocole universel adapté aux systèmes de capture du mouvement optique [30] [34] [35] [68] [84]. En partant de ce constat, après un rappel méthodologique des différents outils de traitement des données et statistique, ce chapitre propose une méthodologie adaptée aux systèmes de capture du mouvement optique pour l'évaluation de leur précision. Ce chapitre s'articulera autour de deux points importants. Tout d'abord lors d'une étude en statique puis d'une étude en mouvement. Il est important de connaître la précision lors de ces deux conditions spécifiques et complexes.

Je vais commencer par analyser la précision du système en statique en m'intéressant aux deux situations suivantes :

- dans un volume
- en fonction l'orientation de la cible par rapport au plan des caméras

Suivra alors l'analyse de la précision en mouvement. En premier lieu, et pour donner une dimension concrète de l'usage de système de MoCap en biomécanique, je vais m'intéresser à la vitesse d'un point lors de sauts verticaux. Ce cas d'usage permet la quantification d'une trajectoire comparable à une translation verticale. Dans un second temps, je vais analyser la précision de mesure pour le calcul de l'angle de flexion et d'extension de genou lors de la marche et la course sur tapis, permettant ainsi une analyse lors de rotations. La finalité de ces tests me permettra d'obtenir un état des lieux des capacités de capture du Mokam et de les comparer au système Vicon, référence établie dans le domaine de la capture du mouvement.

2.2 Rappels Méthodologiques

Cette section a pour objectif de présenter les différentes méthodologies de traitement des données et de traitement statistique qui seront utilisées dans ce manuscrit.

Traitement des données

Ce premier paragraphe présente le traitement des données utilisé pour la suite de ce manuscrit.

Calcul de longueur : Le calcul de la longueur d'un vecteur fait appel aux coordonnées 2D ou 3D de celui-ci. Prenons les points A et B de coordonnées x, y et z dans le repère (o, i, j) . Une première étape consiste à calculer la longueur du vecteur \vec{AB} (2.1), et dans un second temps il faut calculer la norme de ce vecteur \vec{AB} pour en obtenir la longueur du segment $[AB]$ (2.1).

$$A = \begin{pmatrix} xA \\ yA \\ zA \end{pmatrix}$$

$$B = \begin{pmatrix} xB \\ yB \\ zB \end{pmatrix}$$

$$\vec{AB} = \begin{pmatrix} xB - xA \\ yB - yA \\ zB - zA \end{pmatrix}$$

$$\|\vec{AB}\| = \sqrt{xAB^2 + yAB^2 + zAB^2}$$

(2.1)

Calcul d’erreur de mesure : Une erreur de mesure est définie par la norme Iso 5727-1 1994, comme étant la différence entre une longueur mesurée et une longueur réelle (2.2). La longueur mesurée est définie par l’équation 2.1.

$$\text{Erreur de mesure} = \text{Longueur Mesurée} - \text{Longueur de Référence} \quad (2.2)$$

Calcul d’un angle par projection orthogonale [80] : Le calcul d’angle par projection orthogonale dans le plan consiste à utiliser les coordonnées 2D ou 3D d’un point dans un plan. Ici, je vais m’intéresser aux angles de flexion et d’extension dans le plan sagittal. En projetant les coordonnées des points sur les axes de ce plan, il est possible grâce aux notions de trigonométrie (traitement des relations entre distances et angles dans les triangles), de calculer l’angle d’un segment par rapport à l’horizontale, pour ensuite en déterminer l’angle d’une articulation (Figure 2.1)

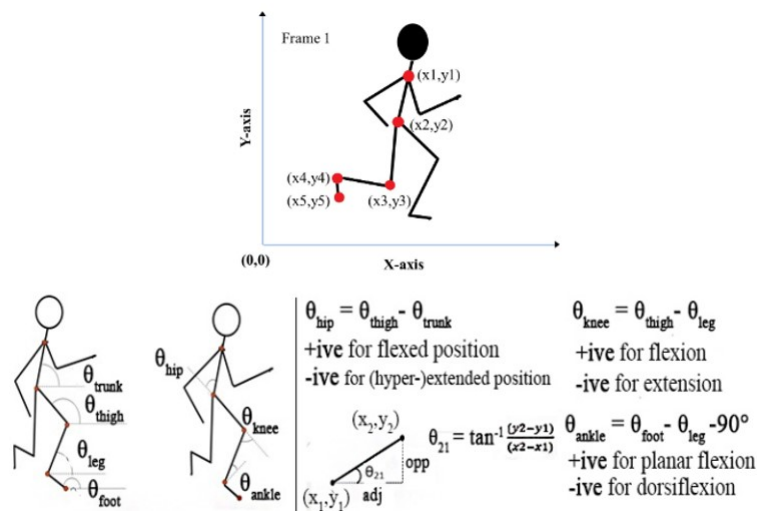


FIGURE 2.1 – Description de la méthode de calcul d’angle par projection orthogonale [80]

Calcul de la vitesse d’un point : Le calcul de la vitesse instantanée d’un point est la division de la distance parcourue par ce point par le temps qu’il a mis à la parcourir (2.3).

$$V = \frac{\Delta d}{\Delta t} \quad (2.3)$$

*V représente la vitesse du point (en m/s)

Δd représente la variation de position du point ($d_{x+1} - d_x$) (en mètre)

Δt représente la variation du temps ($t_{x+1} - t_x$) (en secondes)

Interpolation par Spline Cubique [14] :

Étant donné que les systèmes utilisés ne sont pas synchronisés et que leur fréquence d'acquisition n'est pas toujours la même, l'interpolation par Spline Cubique sera ici utilisée pour normaliser les données des deux systèmes de capture du mouvement sur la même base temporelle afin de pouvoir les comparer. Les données seront normalisées de 0 à 100% de la durée du mouvement. Dans ce manuscrit, cette interpolation sera faite grâce à la fonction «spline» du logiciel Matlab R2017b (Mathworks).

Méthode des moindres carrés [12] : La méthode des moindres carrés consiste à rechercher la relation affine qui lie les variables x et y . Ce qui revient à définir l'équation de la droite du type $y = ax + b$, qui passe le plus près possible de tous les points, autrement dit qui rend la plus faible possible la somme des carrés des écarts des valeurs observées.

Les méthodes de traitement de données qui viennent d'être présentées sont réalisées avec le logiciel Matlab R2017b (Mathworks).

Voyons maintenant les méthodes statistiques utilisées.

Traitement Statistique

Ce second paragraphe présente les différents tests statistiques utilisés dans la suite de ce manuscrit.

Bland Altman [66] :

La première étape de ce test consiste en un examen visuel du graphique représentant en ordonnées l'écart entre chaque couple de points en fonction de la moyenne pour chaque couple de points en abscisse. La seconde étape consiste à calculer les éléments numériques pertinents pour évaluer la concordance entre les 2 méthodes : le désaccord entre les 2 méthodes se calcule par le biais, estimé par la moyenne et l'écart-type (SD). Les limites d'acceptation (LOA) à 95% sont évaluées par la moyenne $\pm 1,96$ SD ($M \pm 1,96SD$). Il en est tiré l'information que 95% des écarts entre chaque couple de points sont compris entre $M + 1,96$ SD et $M - 1,96$ SD.

Coefficient de Corrélation de Pearson (r) : La corrélation de Pearson mesure une dépendance linéaire entre deux variables (x et y). Elle est calculée grâce à la formule suivante (2.4)

$$r = \frac{\sum(x - m_x)(y - m_y)}{\sqrt{\sum(x - m_x)^2 \sum(y - m_y)^2}} \quad (2.4)$$

* avec m , la moyenne des variables x et y

Root Mean Square (RMS) [48] : La Moyenne Quadratique d'un ensemble de n valeurs numériques est une statistique calculée en prenant la racine carrée de la moyenne arithmétique des carrés des n valeurs. En conséquence, elle est souvent appelée la racine carrée de la moyenne arithmétique (Root Mean Square en anglais). Elle est calculée grâce à la formule suivante (2.5).

$$Q_x = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (2.5)$$

Test T de Student [60] [93] :

Le test-t de Student est un test statistique permettant de comparer les moyennes de deux groupes d'échantillons. Il s'agit donc de savoir si les moyennes des deux groupes sont significativement différentes au point de vue statistique.

Ces analyses statistiques sont réalisées avec le logiciel Prism 8 (Graphpad).

Ce rappel méthodologique étant maintenant fait, passons à la détermination de précision d'un système de capture du mouvement optique.

2.3 Matériels et Méthodes

Cette section présentera la population d'étude, le matériel utilisé, le protocole mis en place, le traitement des données et leur exploitation, pour l'évaluation de la précision de nos systèmes en statique et en mouvement.

2.3.1 Estimation de la précision en statique

Dans le volume de mesure

La première étape de la création d'un protocole est de se conformer aux recommandations d'usage du système de MoCap utilisé afin d'en définir le volume de mesure le plus approprié. Pour le Vicon, ce volume est défini par le placement et le nombre de caméras disponibles. Ici, j'en ai utilisé 37 en périphérie de la zone de capture (Figure 2.3). Pour le système Mokam, suivant les recommandations du constructeur, la première ligne de positions a été placée à 2,7m du système parallèlement à son plan. Le champ de vision des caméras a ensuite permis de borner :

- 1 : les largeurs du volume en fonction de la largeur du champ des caméras.
- 2 : la hauteur qui a été définie à 2m.
- 3 : la profondeur du champ qui a été définie à 2m (4,7m de la caméra) (Figure 2.2 et 2.3) [30] [35].

Une capture sera réalisée tous les 50 centimètres. En tout, 43 positions par niveaux ont été captées pour un total de 215 positions représentant un volume de $16m^3$ (Figure 2.2 et 2.3).



FIGURE 2.2 – Photo du dispositif expérimental avec la baguette de calibration fixée au mât, les caméras Vicon, le Mokam et les positions repérées au sol

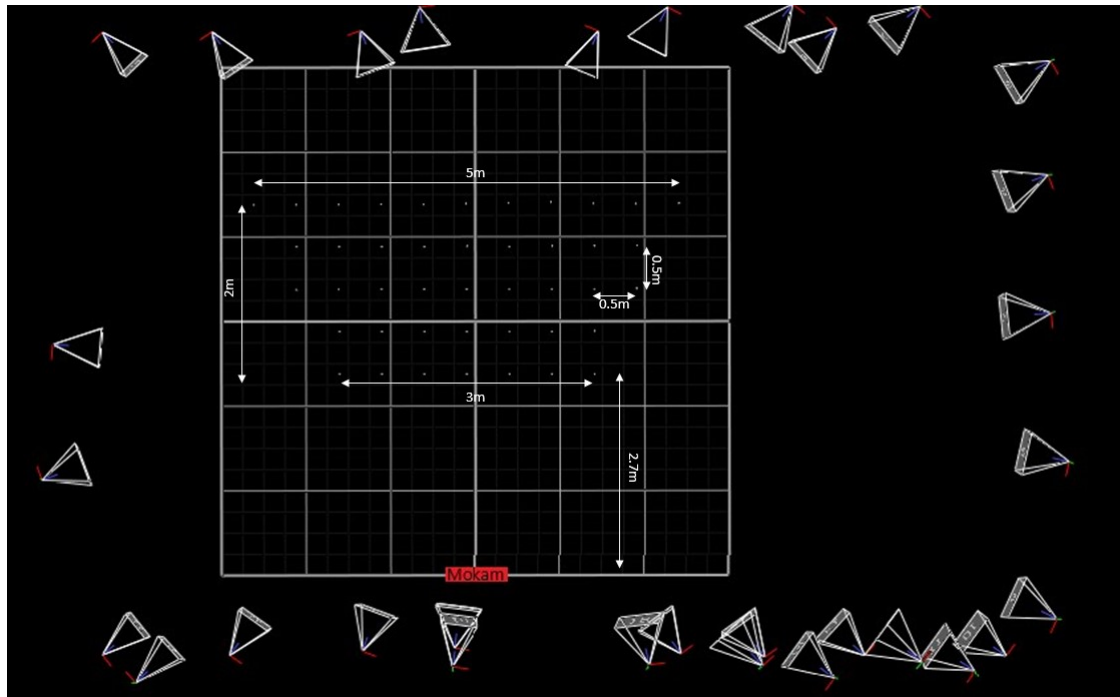


FIGURE 2.3 – Vue générale du dispositif expérimental avec la position du Mokam, des caméras Vicon et les dimensions de la surface de mesure réalisée au sol via le logiciel propriétaire du système Vicon, Nexus

Une fois le quadrillage des points de mesure réalisé, j'ai utilisé comme étalon de mesure la baguette de calibration passive du système Vicon. Cette baguette est composée de 5 marqueurs dont les distances entre chaque point sont connues¹. Afin de la rendre compatible aux deux systèmes, nous avons adapté les gommettes du Mokam à cette baguette afin de pouvoir réaliser les tests en simultanément avec les deux systèmes et ainsi comparer exactement la même chose. Deux baguettes différentes ont été testées. Une première avec des gommettes rouges carrées de 30 mm de côté pour avoir un contraste léger avec la couleur de fond du laboratoire, et une baguette avec des gommettes de couleurs différentes, toujours de 30 mm de côté, pour avoir un contraste fort (Figure 2.4).

1. cf : Chapitre 1 - Positionnement du travail de recherche.

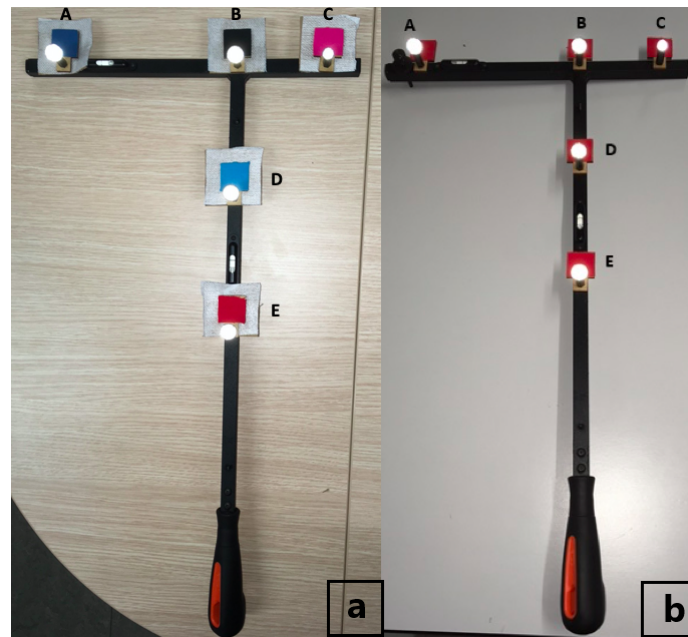


FIGURE 2.4 – Les deux baguettes utilisées : a. la baguette à fort contraste b. la baguette à contraste léger

Ces baguettes ont été fixées sur un mât, à la verticale, afin de pouvoir les déplacer aux différentes hauteurs déterminées (Figure 2.5).



FIGURE 2.5 – Baguette avec contraste faible sur le mât vertical avec les différentes hauteurs marquées en rouge allant du raz du sol à 2 m par palier de 0,5 m

Les marqueurs des baguettes ont été enregistrés sur l'ensemble des 215 positions. Pour chaque position, cinq captures ont été faites. À la suite de ces enregistrements les

coordonnées en x, y et z des points de la baguette ont été extraites avec les deux logiciels propriétaires des systèmes. Ces coordonnées m'ont permis de calculer la longueur entre les points A et C de la baguette, afin d'en déterminer l'erreur de mesure, par rapport à la longueur de référence (240mm), pour chaque position du volume et pour les deux systèmes.

Les erreurs de mesure entre la longueur mesurée et la longueur réelle étant maintenant connues pour les cinq captations par position, une moyenne de celles-ci a pu être calculée. Ces erreurs de mesure moyennes par position ont pu être mises sous forme de cartographie 3D représentant les positions dans le volume de mesure. Une couleur en fonction de l'erreur de mesure a été attribuée à chaque point afin d'avoir une représentation visuelle du degré de précision de chaque système en fonction de la position dans le volume de mesure.

Dans le plan

Pour estimer la précision de nos systèmes en fonction de l'orientation de la cible, la baguette de calibration à fort contraste adaptée aux deux systèmes a été réutilisée. Elle a été fixée sur un mât vertical permettant une rotation de -90° à 90° autour d'un axe, avec le 0° représentant l'alignement de la baguette dans le plan du Mokam. La baguette fixée sur le mât vertical a été placée face au Mokam à 3m de celui-ci (Figure 2.6).

En partant de 0° , un incrément de rotation vers la droite de 5° jusque 90° a été réalisé afin d'avoir une capture statique de chaque position. Puis, la baguette était replacée au point 0° afin de réaliser une rotation vers la gauche jusque -90° toujours avec un incrément de 5° (Figure 2.7). Cette manipulation a été répétée avec la baguette placée à 0,5 m ; 1 m ; 1,5 m et 2 m de hauteur. Cela représente donc 37 positions par hauteur de mesure, soit un total de 148 mesures.

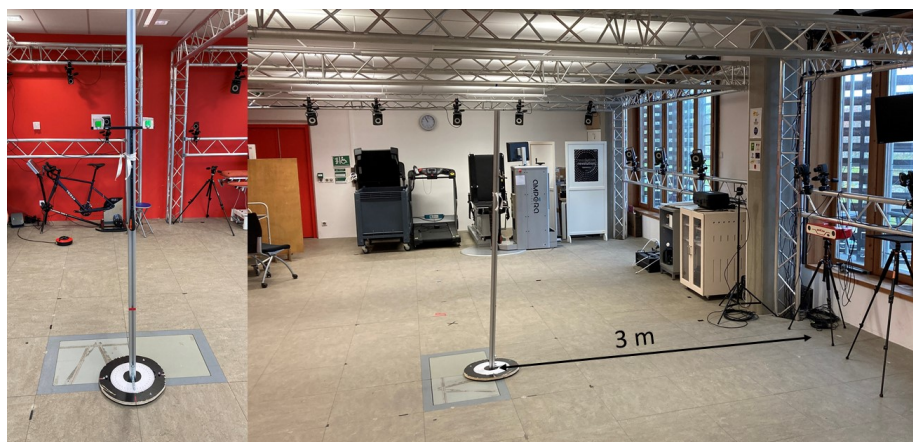


FIGURE 2.6 – Dispositif expérimental pour la réalisation de mesure de précision en fonction de l'orientation de la cible par rapport au plan du Mokam

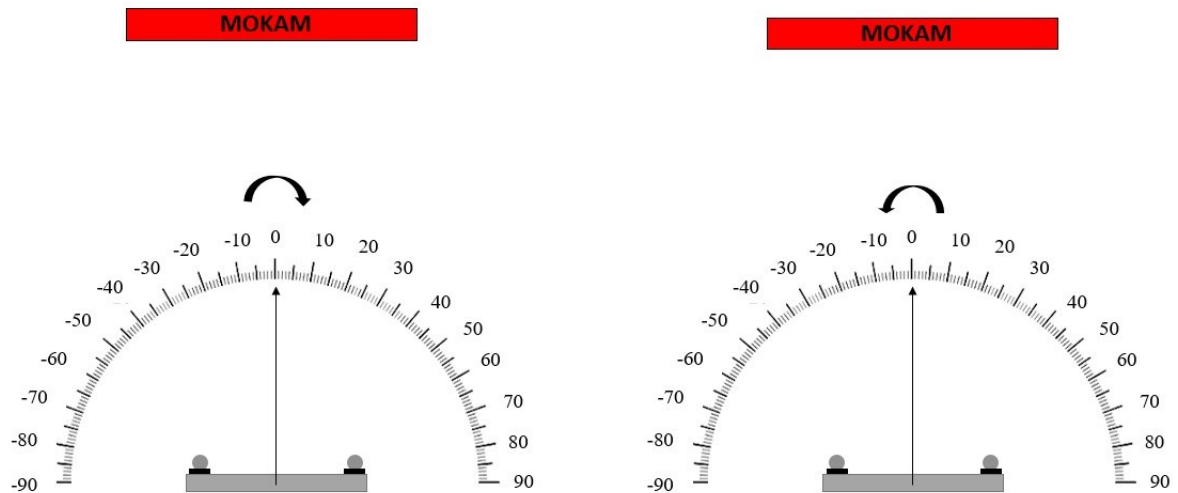


FIGURE 2.7 – Schématisation de l'incrémentation de l'orientation de la baguette

Une fois l'enregistrement des données fait, un tracking² de point a été réalisé par chacun des logiciels. À la suite de cela, la longueur entre les deux points a été calculée, puis l'erreur de mesure par rapport à la longueur réelle de la baguette a été calculée. Ensuite, les résultats ont été mis sous forme de graphique représentant la variation du pourcentage d'erreur de mesure en ordonnée en fonction de l'angle d'orientation entre la cible et le plan du Mokam en abscisse. Pour finir, une analyse Bland Altman a été réalisée afin de comparer statistiquement les systèmes avec la valeur de référence.

Je vais maintenant vous présenter les protocoles réalisés pour les tests en mouvement.

2.3.2 Estimation de la précision en mouvement

Vitesse d'un point en translation

Afin de quantifier la précision de captation d'un point lors d'une translation dans la gamme d'application de la biomécanique, j'ai réalisé des sessions de mesures de deux sauts verticaux.

Le Counter Movement Jump (CMJ) et le Squat Jump (SJ) sont deux sauts verticaux, en partie, utilisés pour quantifier la force explosive des membres inférieurs [31] [62]. Le CMJ consiste à débiter en position debout, fléchir les genoux et sauter le plus haut possible (Figure 2.8) [28]. Le SJ quant à lui, comme son nom l'indique, débute en position

2. Le tracking d'un point consiste à suivre ce point sur l'intégralité de l'enregistrement qu'il soit en statique ou en mouvement.

de squat (flexion de genou à 90°), avant une extension pour sauter le plus haut possible (Figure 2.9) [29].

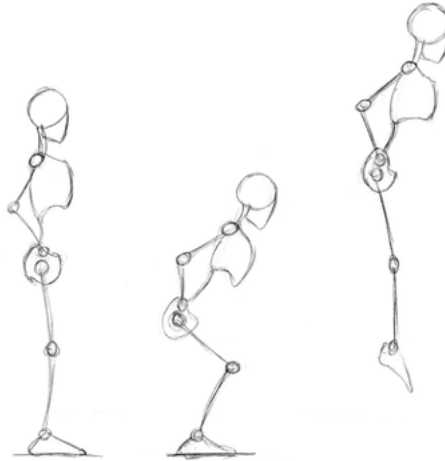


FIGURE 2.8 – Déroulement du Counter Movement Jump

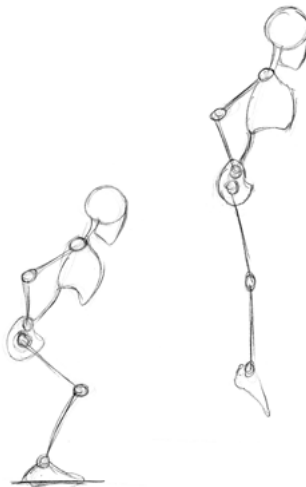


FIGURE 2.9 – Déroulement du Squat Jump

Cinq sujets volontaires asymptotiques (3 femmes (24 ± 1 an) et 2 hommes (29 ± 6 ans)) (Table 2.1) ont participé à l'étude. Chaque saut a été réalisé trois fois lors d'une session d'entraînement puis enregistré cinq fois [42]. Le Mokam a été positionné sur la droite des sujets de sorte à enregistrer leur profil droit. Le système Vicon était constitué quant à lui de 37 caméras (18 MxT160, 12 Bonita et 7 Vantage) positionnées tout autour de la zone de saut. Les deux systèmes ont enregistré le mouvement à 100 Hz.

	Sexe	Âge	Poids (kg)	Taille (cm)
Sujet 1	F	23	59,6	167,8
Sujet 2	F	25	50,7	163,8
Sujet 3	M	25	43,8	166,8
Sujet 4	M	33	76,8	168,4
Sujet 5	F	24	60,3	171,5

TABLE 2.1 – Profil des sujets recrutés pour l’analyse de la vitesse d’un point lors de sauts verticaux

Chaque sujet a été équipé d’une demi-sphère photoréfléctive de 7 mm collée sur une gommette colorée carrée de 30 mm de côté placée sur le grand trochanter (Figure 2.10). Ce point a été choisi, car il est le plus proche du centre de gravité [25].

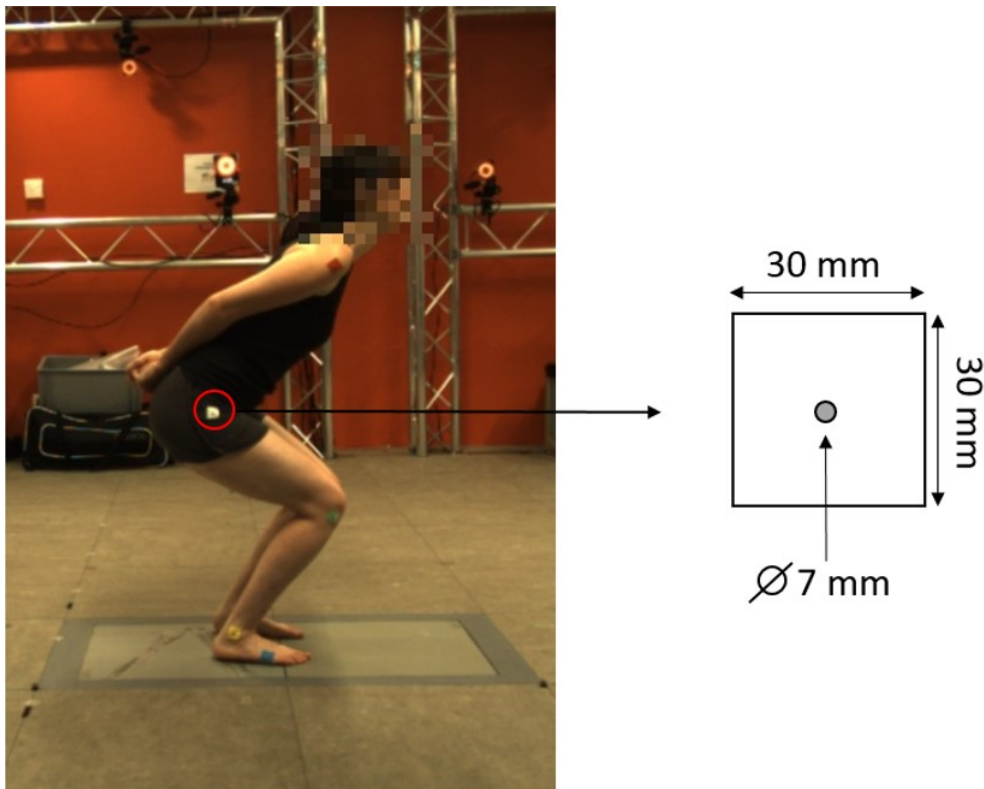


FIGURE 2.10 – Placement du marqueur placé sur le grand trochanter

Pour commencer, afin de vérifier que les sujets aient réalisé le mouvement dans le plan du Mokam, j’ai calculé l’angle du plan du marqueur du Grand Trochanter par rapport à la normale au plan du Mokam grâce à la méthode des moindres carrés. Ensuite, grâce aux coordonnées 3D du point situé sur le Grand Trochanter, la vitesse instantanée sur l’ensemble du saut a pu être calculée. Cette vitesse a été ensuite normalisée du début à la fin du saut en utilisant une interpolation des données par spline cubique. Les deux systèmes n’étant pas synchronisés, cette normalisation permet de les comparer. Finale-

ment, une analyse Bland Altman a été réalisée complétée par un calcul de coefficient de corrélation. Ce premier test statistique a été conforté par un test t de Student.

Passons maintenant à l'analyse cinématique réalisée grâce à trois points.

Angle entre deux segments en rotation

Une mesure d'angle, ici articulaire, est aussi un cas d'usage très courant pour la biomécanique comme lors d'AQM par exemple. Or pour calculer un angle, les coordonnées 2D ou 3D de trois points sont nécessaires. Si un seul des points est mal capté, toute l'analyse qui en suit sera erronée et donc impossible.

Dans ce contexte, cinq sujets asymptotiques volontaires (3 hommes et 2 femmes) âgés de 26 ± 4 ans (Table 2.2) ont réalisé un exercice de marche et de course à 2 ; 3 ; 4 ; 6 ; 8 ; 10 et 12 km/h sur un tapis de course pendant 10 secondes par vitesse [63] [88]. Les sujets étaient équipés de trois gommettes colorées carrées de 30 mm de côté avec en leur centre un marqueur passif Vicon de 7 mm placés sur le grand trochanter, le condyle fémoral externe et la malléole externe [6] (Figure 2.11). Pour enregistrer ces mouvements, un système de 37 caméras Vicon et un Mokam, tous deux enregistrant à 100 Hz, ont été utilisés [41] [44]. Les enregistrements ont été effectués simultanément.

	Sexe	Âge	Poids (kg)	Taille (cm)
Sujet 1	M	33	76,8	169
Sujet 2	M	29	64,6	175
Sujet 3	M	25	44	167
Sujet 4	F	24	58,8	172,5
Sujet 5	F	24	50	163,5

TABLE 2.2 – Profil des sujets recrutés pour la détermination de l'angle de flexion et d'extension de genou lors de marche et course sur tapis

Après la labélisation des points, deux cycles de marche continus ont été utilisés pour l'analyse des données. La première étape a consisté à calculer l'angle de flexion et d'extension 2D du genou par projection orthogonale dans le plan sagittal. Cette articulation a été utilisée, car elle est très souvent utilisée comme, entre autres, lors d'AQM [17], et qu'elle a déjà fait l'objet d'études dans le passé [77] [100]. Il sera donc possible de comparer les résultats obtenus avec ces études.

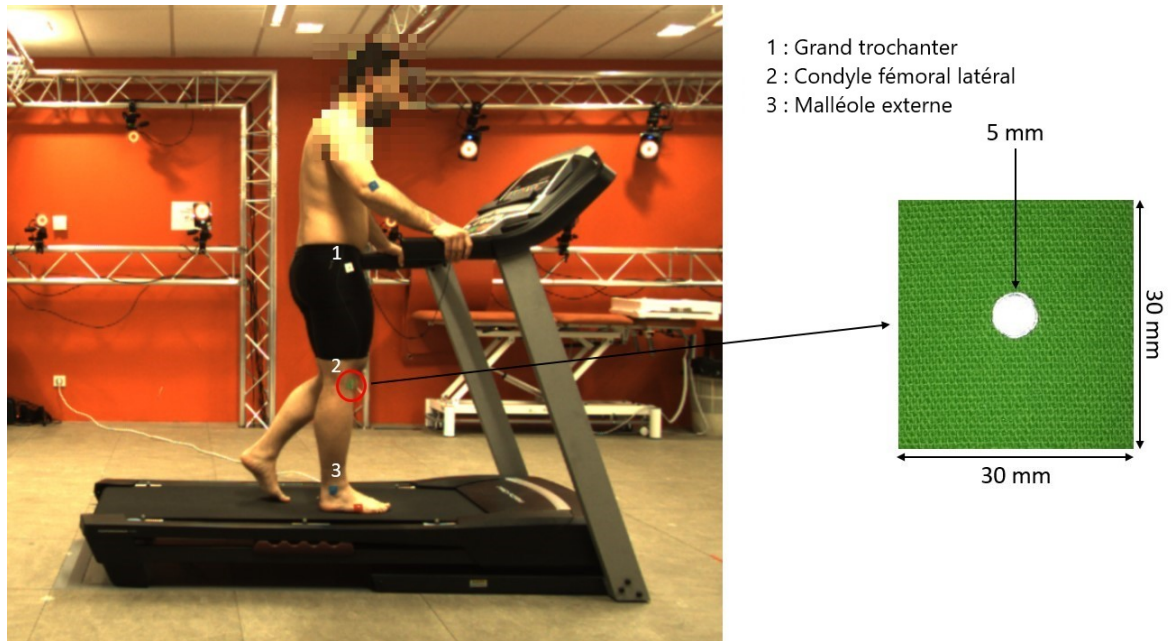


FIGURE 2.11 – Placement des marqueurs sur le grand trochanter, le condyle latéral du fémur et la malléole externe

Comme les deux systèmes ne sont pas synchronisés, les données ont été normalisées de 0 à 100% de deux cycles de marche en utilisant de nouveau une interpolation des données par spline cubique. Afin de vérifier que le mouvement avait bien été réalisé dans le plan du Mokam, j'ai calculé l'angle entre le plan parallèle du marqueur du condyle fémoral latéral et la normale au plan du Mokam grâce à la méthode des moindres carrés. Pour finir, une analyse Bland Altman et de coefficient de corrélation ont été faites pour comparer les courbes de flexion et d'extension du genou des deux systèmes. Pour conforter ce premier test statistique, un calcul de Root Mean Square (RMS) a été réalisé, puis comparés avec un test t de Student.

2.4 Résultats

Cette section présentera les résultats des tests de précision précédemment décrits.

2.4.1 Estimation de la précision en statique

Dans le volume de mesure

Afin de mieux visualiser les erreurs de mesure dans le volume, une représentation en 3D du volume réunissant les 215 positions a été faite. Chaque position a été colorée en fonction de l'erreur de mesure (Figure 2.12). La Table 2.3 nous montre la répartition des données par erreur de mesure pour les deux systèmes.

Erreur	Mokam sans contraste	Mokam avec contraste	Vicon
< 1mm	10	16	74
1-5mm	27	68	19
5-10m	13	14	4
> 10mm	50	2	3

TABLE 2.3 – Répartition des données par erreur de mesure (%)

À travers ces deux éléments, nous pouvons voir que pour le Mokam, le contraste des gommettes par rapport à l'environnement de capture, a une influence. Sans contraste, il y a une erreur de mesure médiane dans le volume de 10,8 mm, alors qu'avec contraste, cette valeur est réduite à 2,4 mm. Le Vicon quant à lui a permis de mesurer la longueur avec une erreur médiane de 0,5 mm. Pour le Mokam sans contraste 50% des erreurs sont supérieures à 10 mm alors qu'avec contraste 68% des données sont comprises entre 1 mm et 5 mm d'erreur. Les résultats du Vicon nous montrent qu'il tient son rang de référence avec 75% des données dont l'erreur de mesure est inférieure au millimètre. Nous pouvons également voir que 2% des données pour le Mokam avec contraste et 3% pour le Vicon ont une erreur supérieure à 10 mm. Cette erreur de mesure relativement élevée est due au fait que les positions correspondantes sont en bordure de champ de capture du Vicon. Pour le Mokam, avec les gommettes sans contraste, des inversions de celles-ci ont eu lieu au niveau du tracking de point, ce qui explique ces valeurs élevées pouvant atteindre les 500 mm d'erreur de mesure.

Ces résultats montrent que l'on a donc pu mesurer la précision en statique d'un système d'analyse du mouvement optique. Dans le cas du Mokam, une attention particulière doit être faite quant au contraste entre les gommettes colorées et l'environnement de mesure tel que constaté juste avant.

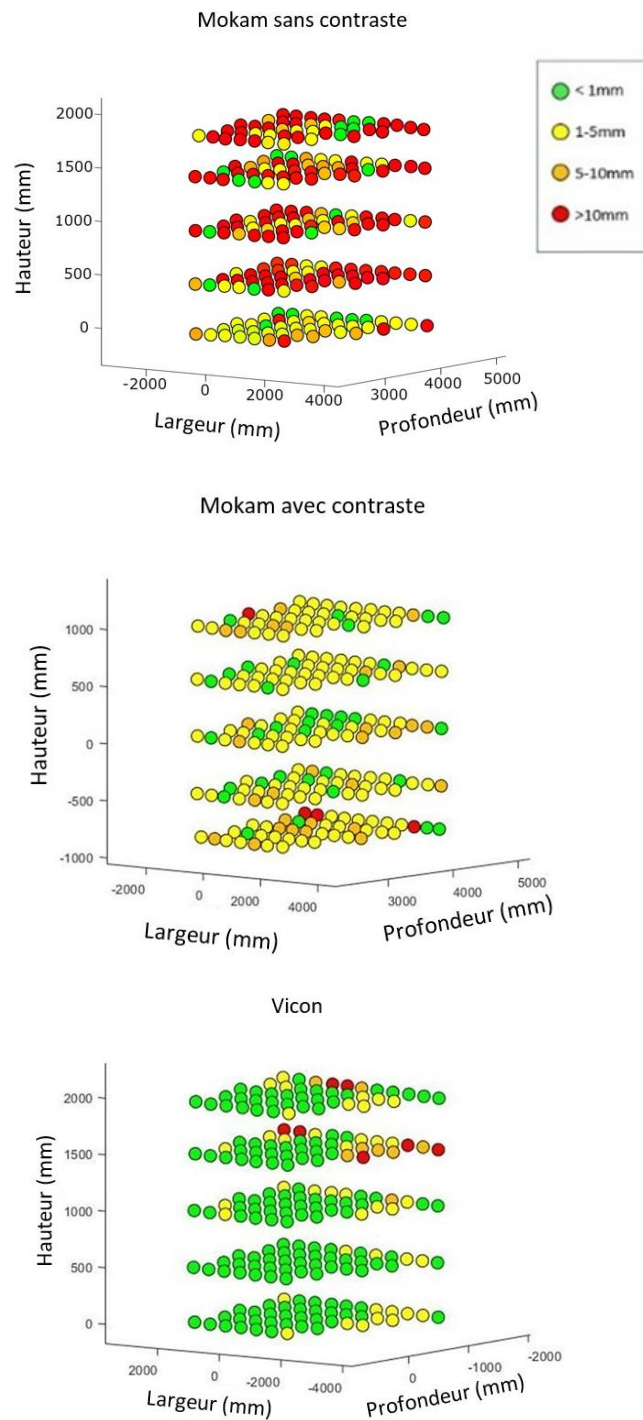


FIGURE 2.12 – Représentation des erreurs de mesure dans le volume de mesure en statique

Dans le plan

La Figure 2.13 représente la variation de l'erreur de mesure en ordonnée en fonction de l'angle de déviation de la baguette par rapport au plan du Mokam en abscisse. Nous pouvons voir que pour le Mokam, à partir de 20° d'orientation de la cible, l'erreur de mesure augmente en atteignant à terme des erreurs supérieures à 80 % comme l'on peut le voir sur la Figure 2.13 à 0,5 mètre et 1 mètre. Il faut aussi noter que les courbes ne sont pas symétriques. La rotation ayant été réalisée par l'expérimentateur, celle-ci n'a donc pas été régulière et similaire pour les différents essais.

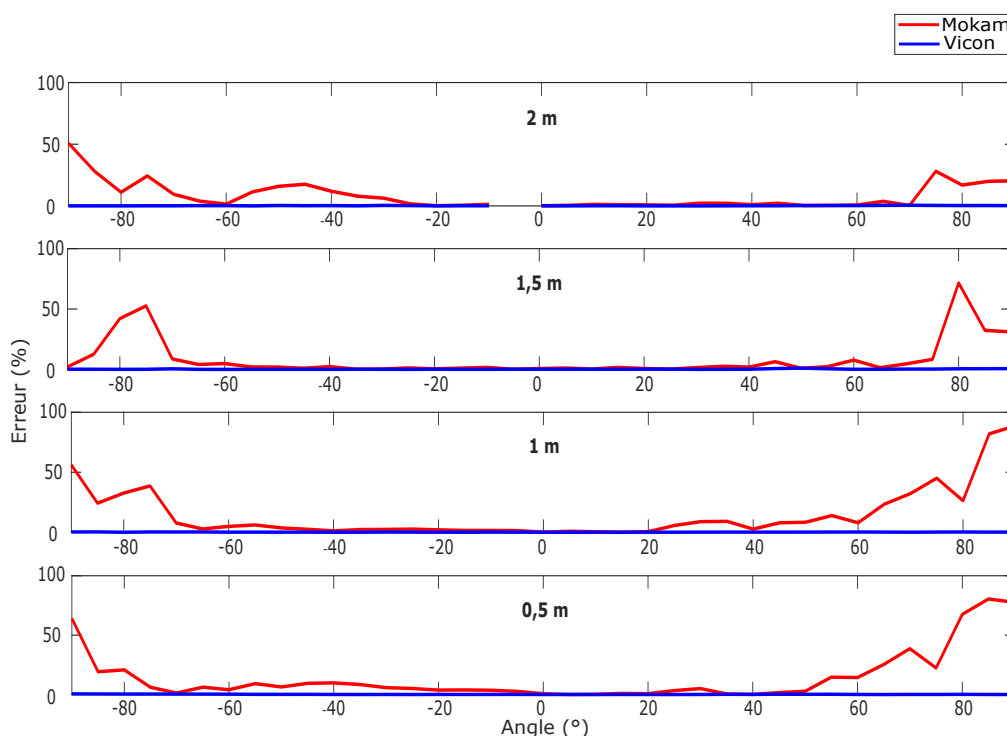


FIGURE 2.13 – Variation de l'erreur de mesure en pourcentage en fonction de l'angle d'orientation de la cible par rapport au plan du Mokam par hauteur de mesure

La Figure 2.14 représente le résultat l'analyse Bland Altman pour la comparaison de la longueur mesurée par rapport à la longueur de référence avec les biais et les limites d'acceptations (LOA). Ces informations sont résumées dans la Table 2.4.

	0,5 m		1 m		1,5 m		2 m	
	Mokam	Vicon	Mokam	Vicon	Mokam	Vicon	Mokam	Vicon
Biais	-32,37	0,33	-37,39	0,17	-13,16	0,42	-18,37	0,21
- 1,96 SD	-135	-0,49	-146,70	-0,53	-96,01	-0,74	-73,12	-0,69
+ 1,96 SD	70,23	1,14	71,15	0,87	69,70	1,59	36,39	1,12

TABLE 2.4 – Biais et LOA du test de Bland Altman pour l'analyse de la précision dans le plan

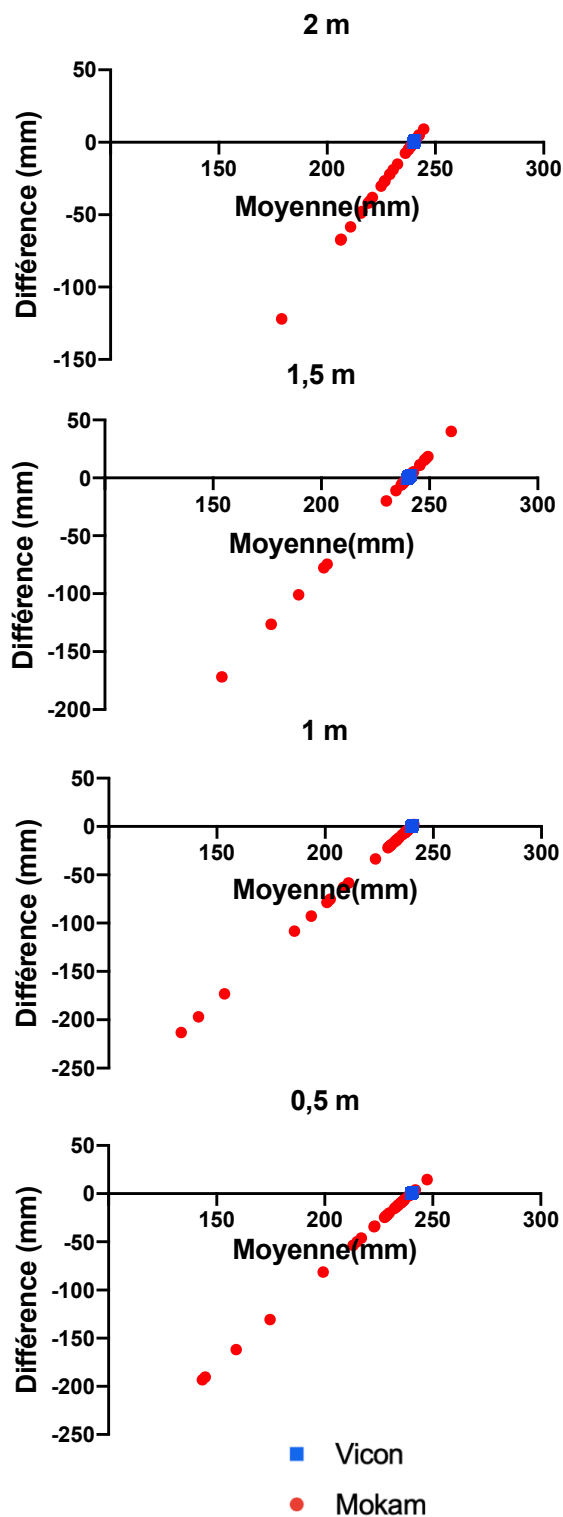


FIGURE 2.14 – Analyse Bland Altman par hauteur d’analyse pour l’orientation des deux systèmes allant de -90° à 90°

Nous pouvons voir que l'orientation de la cible par rapport au plan du Mokam a une influence sur la précision de celui-ci. L'analyse Bland Altman montre que pour le Mokam, le nuage de points est très dispersé par rapport à la valeur réelle de la longueur de la baguette. Pour le Vicon, tous les points sont regroupés sur cette valeur réelle de 240 mm. De plus, les biais et LOA montrent une différence entre les deux systèmes. En effet, les biais moyens sont de 0,28 mm ± 0,11 mm pour le Vicon et -25,42 mm ± 11,57 mm pour le Mokam. Ces biais sont calculés sur l'intégralité des points. Si l'on s'intéresse aux données comprises entre 20° et -20°, nous pouvons voir que la précision du Mokam est nettement plus élevée avec un biais moyen de -1,26 mm ± 2,34 mm (Figure 2.15 et Table 2.5).

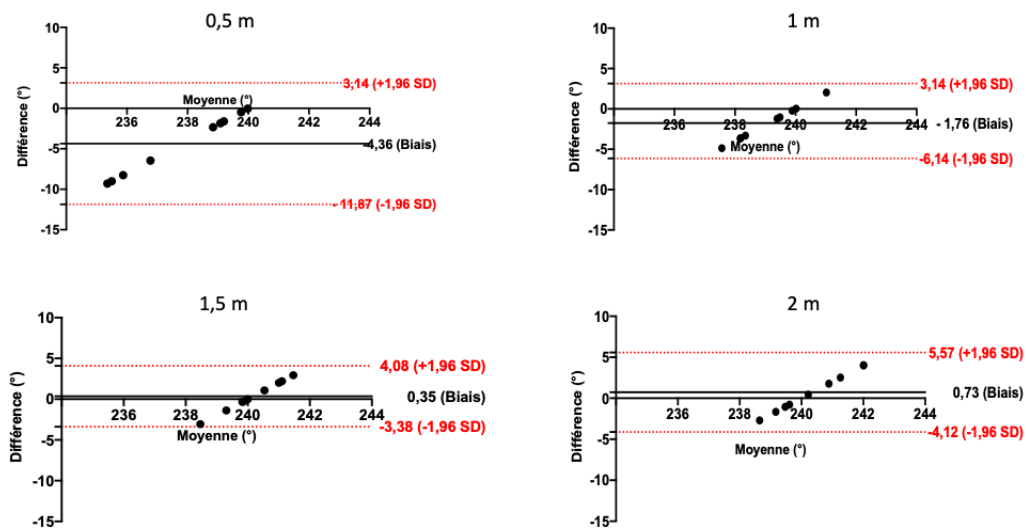


FIGURE 2.15 – Analyse Bland Altman par hauteur d'analyse pour l'orientation du Mokam comprise entre -20° et 20°

	Biais	- 1,96 SD	+ 1,96 SD
0,5 m	-4,37	-11,87	3,14
1 m	-1,76	-6,14	2,62
1,5 m	0,73	-4,12	5,57
2 m	0,35	-3,38	4,08

TABLE 2.5 – Biais et LOA du test de Bland Altman pour l'analyse de la précision entre -20° et 20° d'orientation par rapport au plan du Mokam par hauteur de mesure pour le Mokam

Ce test complémentaire en statique permet de mettre en avant l'observation suivante : plus la cible est dans le plan du Mokam, plus la précision est bonne.

Maintenant que l'on connaît les capacités du Mokam en statique, intéressons-nous aux résultats des tests en mouvement.

2.4.2 Estimation de la précision en mouvement

Vitesse d'un point en translation

Premièrement, la Table 2.6 nous donne l'orientation moyenne de chaque sujet par rapport au Mokam pour chaque saut. Ces angles ont été calculés grâce à la méthode des moindres carrés. L'angle ici présenté est l'angle entre la normale au plan des marqueurs et la normale au plan du Mokam. Nous pouvons voir que l'orientation pour tous les sujets est comprise entre $3,19^\circ$ et $3,57^\circ$ avec une valeur moyenne de $3,27^\circ \pm 0,07$. Le mouvement a donc été réalisé dans un plan inférieur à 20° par rapport à celui du Mokam. En me référant au résultat en statique, je peux donc affirmer que l'analyse a donc été réalisée dans de bonnes conditions expérimentales.

	CMJ					SJ				
	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5
Saut 1	3,27	3,27	3,28	3,24	3,24	3,27	3,26	3,28	3,23	3,21
Saut 2	3,27	3,27	3,28	3,23	3,39	3,26	3,27	3,41	3,24	3,19
Saut 3	3,27	3,40	3,28	3,24	3,23	3,27	3,26	3,25	3,23	3,21
Saut 4	3,28	3,26	3,28	3,23	3,19	3,27	3,25	3,25	3,40	3,22
Saut 5	3,27	3,26	3,27	3,24	3,26	3,26	3,41	3,51	3,22	3,22

TABLE 2.6 – Orientation en degrés de la gommette colorée par rapport à la normale au plan du Mokam lors des sauts verticaux

La Figure 2.16 représente les courbes de l'analyse Bland Altman pour chaque saut et sujet (5 CMJ et 5 SJ par sujets). La Table 2.7 résume ces mêmes résultats. La Figure 2.17, quant à elle, représente les valeurs de vitesse moyennes de chaque saut avec le résultat du test t de Student.

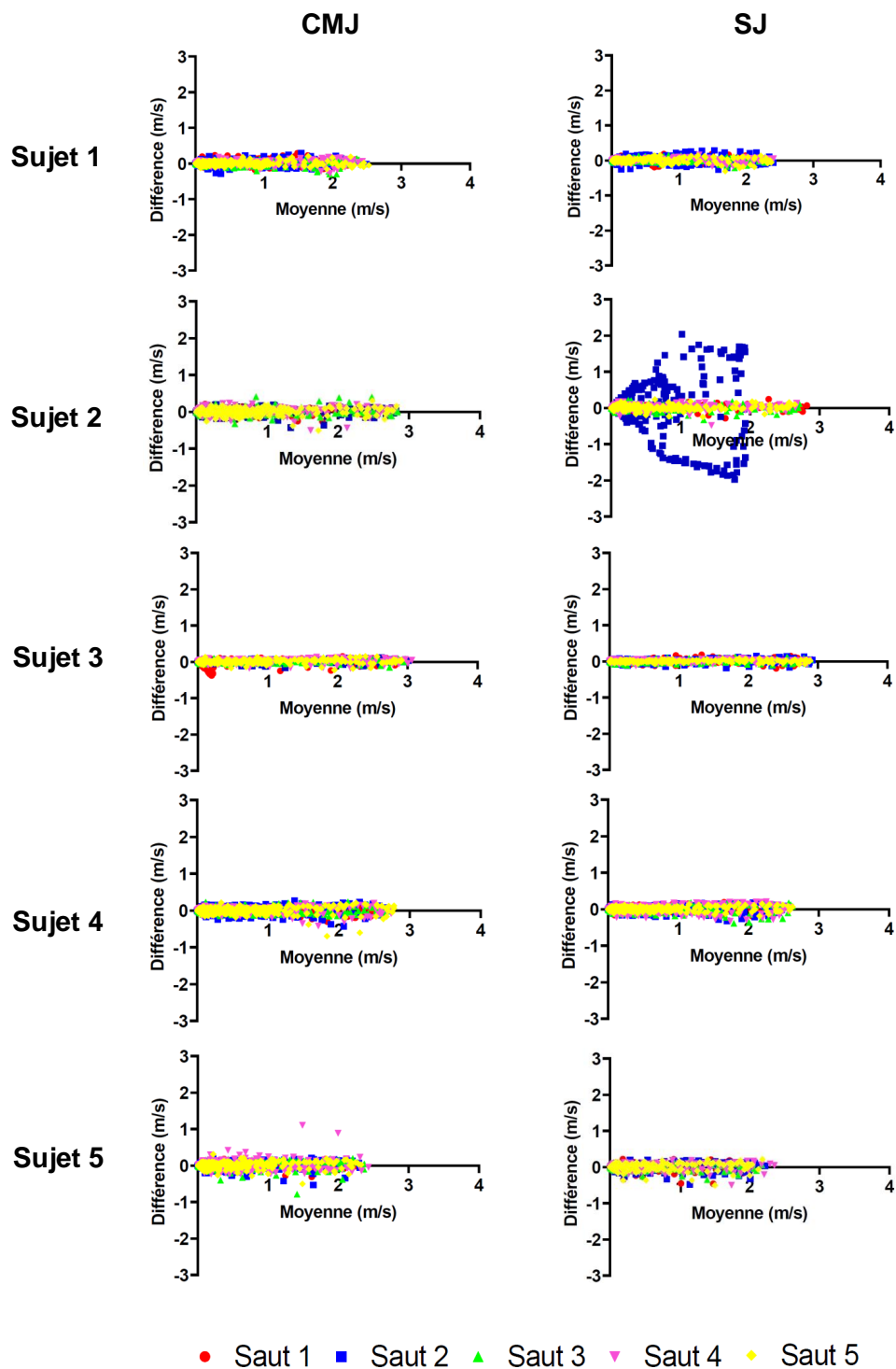


FIGURE 2.16 – Analyse Bland Altman pour comparer la vitesse instantannée mesurée par le Vicon et le Mokam pour chaque saut et chaque sujet

			Biais	-1,96 SD	+1,96 SD	r
Sujet 1	CMJ	Saut 1	0,00	-0,14	0,15	0,99
		Saut 2	0,00	-0,14	0,13	0,99
		Saut 3	0,01	-0,11	0,12	0,99
		Saut 4	0,00	-0,11	0,11	0,99
		Saut 5	0,00	-0,10	0,09	1,00
	SJ	Saut 1	0,00	-0,12	0,12	0,99
		Saut 2	0,00	-0,17	0,17	0,99
		Saut 3	0,00	-0,09	0,10	1,00
		Saut 4	0,00	-0,09	0,09	1,00
		Saut 5	0,00	-0,11	0,12	1,00
Sujet 2	CMJ	Saut 1	0,00	-0,12	0,13	1,00
		Saut 2	0,00	-0,15	0,16	0,99
		Saut 3	0,01	-0,16	0,17	0,99
		Saut 4	0,01	-0,15	0,17	0,99
		Saut 5	0,00	-0,17	0,18	0,99
	SJ	Saut 1	0,01	-0,12	0,13	1,00
		Saut 2	0,04	-1,71	1,79	0,99
		Saut 3	0,01	-0,13	0,15	0,99
		Saut 4	0,01	-0,12	0,14	1,00
		Saut 5	0,01	-0,11	0,13	1,00
Sujet 3	CMJ	Saut 1	0,00	0,06	0,12	1,00
		Saut 2	0,00	0,10	0,20	0,99
		Saut 3	0,00	0,07	0,13	0,99
		Saut 4	0,00	0,08	0,15	0,99
		Saut 5	0,00	0,09	0,18	0,99
	SJ	Saut 1	0,00	0,05	0,11	1,00
		Saut 2	0,00	0,07	0,14	0,99
		Saut 3	0,00	0,08	0,16	0,99
		Saut 4	0,00	0,09	0,18	0,99
		Saut 5	0,01	0,05	0,11	1,00
Sujet 4	CMJ	Saut 1	-0,03	0,08	0,14	0,99
		Saut 2	0,01	0,04	0,08	1,00
		Saut 3	0,01	0,04	0,08	1,00
		Saut 4	0,01	0,05	0,10	1,00
		Saut 5	0,01	0,05	0,10	1,00
	SJ	Saut 1	0,01	0,05	0,11	1,00
		Saut 2	0,00	0,05	0,10	1,00
		Saut 3	0,00	0,04	0,07	1,00
		Saut 4	0,01	0,03	0,06	1,00
		Saut 5	0,00	0,03	0,06	1,00
Sujet 5	CMJ	Saut 1	0,01	-0,11	0,13	0,99
		Saut 2	0,01	-0,18	0,20	0,99
		Saut 3	0,01	-0,20	0,21	0,99
		Saut 4	0,01	-0,27	0,28	0,98
		Saut 5	0,01	-0,16	0,19	0,99
	SJ	Saut 1	0,01	-0,16	0,18	0,99
		Saut 2	0,01	-0,18	0,19	0,99
		Saut 3	0,01	-0,14	0,15	0,99
		Saut 4	0,01	-0,16	0,17	0,99
		Saut 5	0,01	-0,18	0,19	0,99

TABLE 2.7 – Biais, LOA et r pour chaque saut et chaque sujet

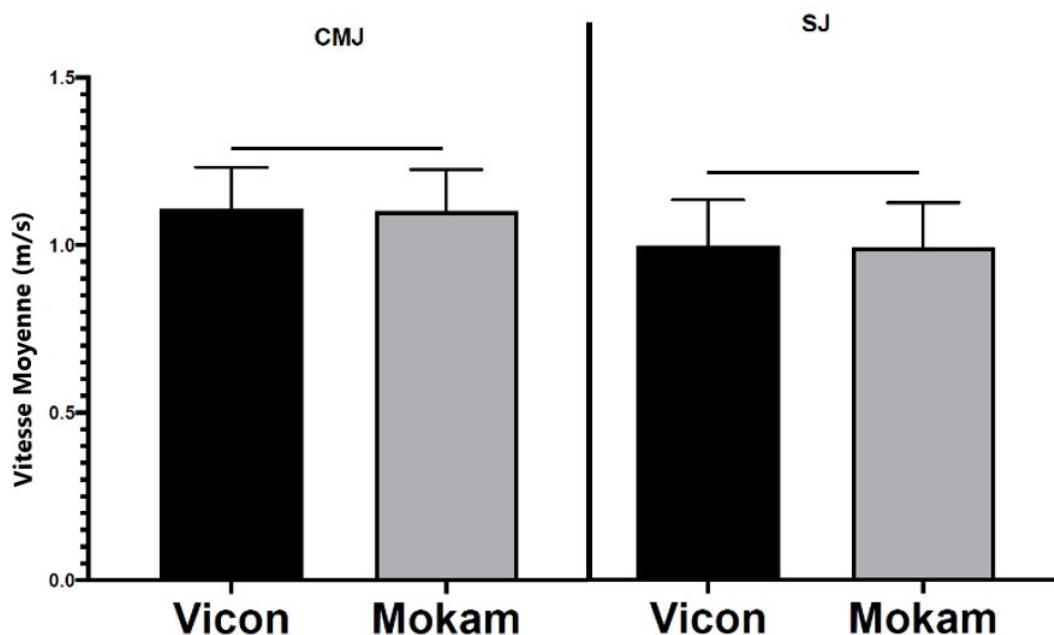


FIGURE 2.17 – Résultat du test t de Student par saut

Avec des biais compris entre $-0,03$ m/s et $0,04$ m/s et des coefficients de corrélation quasiment tous supérieurs à $0,99$, je peux affirmer que le Mokam a réalisé une capture de vitesse non éloignée de celle du Vicon. De plus, le t-test ne montre pas différence significative entre les deux systèmes avec des p-value égale à $0,86$ pour les CMJ et $0,87$ pour les SJ. Voyons maintenant la capacité de notre système pour la capture de plusieurs points lors d'une rotation.

Angle entre deux segments en rotation

Pour commencer, j'ai vérifié l'orientation du sujet par rapport au plan du Mokam afin de m'assurer de réaliser le test dans les meilleures conditions expérimentales (Table 2.8).

	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5
2km/h	5,00	5,48	5,10	5,97	5,98
3km/h	6,03	6,55	5,61	5,95	5,42
4km/h	5,43	6,43	7,46	6,72	7,76
8km/h	5,92	6,40	6,76	6,47	4,93
10km/h	5,14	5,87	6,43	6,45	6,36
12km/h	6,95	6,99	6,61	6,80	7,56

TABLE 2.8 – Orientation en degrés des gommettes colorées par rapport à la normale au plan du Mokam lors de la marche et course sur tapis de course

Nous pouvons voir que les orientations sont comprises entre $4,93^\circ$ et $9,32^\circ$ avec une valeur moyenne de $6,54^\circ \pm 1,07$. Les tests sont donc réalisés dans de bonnes conditions expérimentales puisque pour le Mokam la meilleure précision est comprise dans l'intervalle -20° et 20° de son plan de mesure.

La Figure 2.18 représente les variations de flexion et d'extension de genou par sujet et vitesse. Nous pouvons voir que les courbes semblent superposées. Cette information a été vérifiée grâce à l'analyse Bland Altman (Figure 2.19 et Table 2.9). Les biais sont compris entre -1° et $2,59^\circ$ et les coefficients de corrélation entre 0,88 et 1. De plus, le test t de Student ne montre pas de différence significative avec une p-value de 0,97 (Figure 2.20).

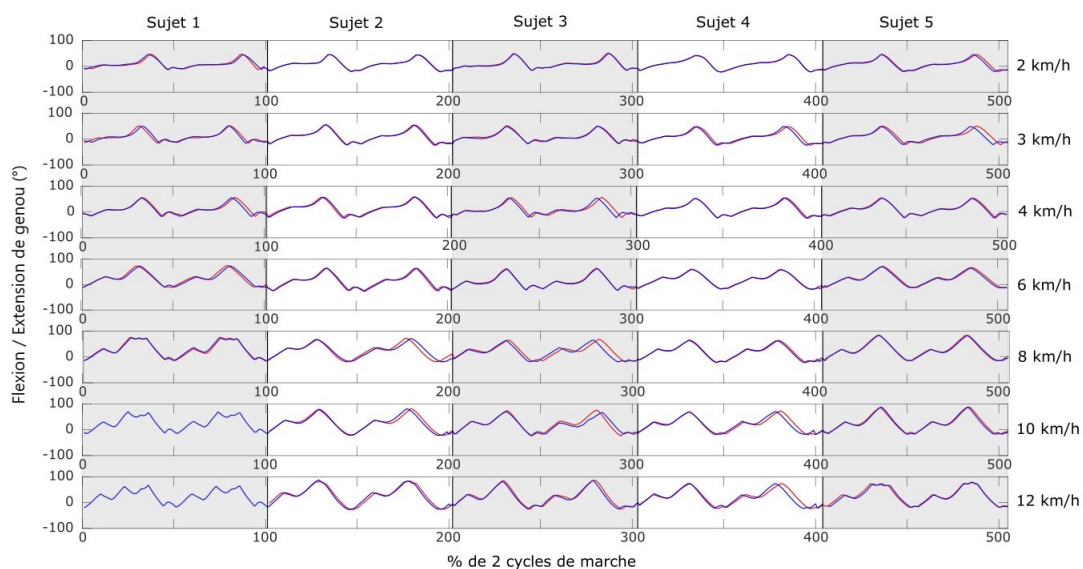


FIGURE 2.18 – Variation de flexion et d'extension du genou par sujet et vitesse, pour les deux systèmes lors de la marche et course sur tapis

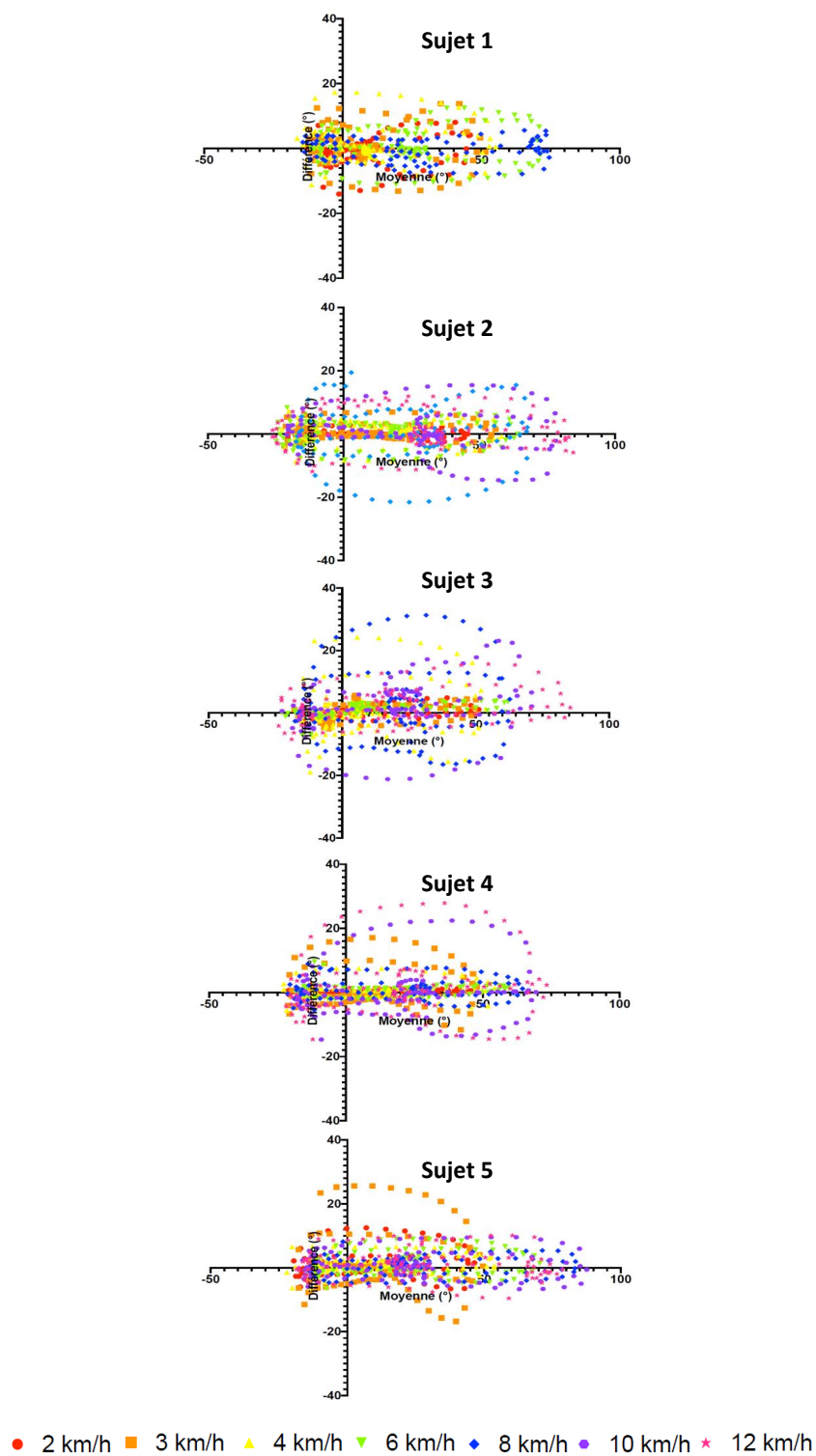


FIGURE 2.19 – Analyse Bland Altman pour chaque sujet pour la comparaison de la flexion et d’extension de genou mesurée par le Vicon et le Mokam lors de la marche et la course sur tapis

		Biais	- 1,96 SD	+ 1,96SD	r
Sujet 1	2 km/h	-1,00	-9,38	7,38	0,96
	3 km/h	0,36	-11,36	12,08	0,94
	4 km/h	1,04	-10,48	12,55	0,95
	6 km/h	0,54	-11,15	12,23	0,97
	8 km/h	-0,43	-7,36	6,51	0,99
	10 km/h	x	x	x	x
	12 km/h	x	x	x	x
Sujet 2	2 km/h	0,17	-1,80	2,14	1,00
	3 km/h	0,41	-4,80	5,61	0,99
	4 km/h	0,38	-7,12	7,89	0,99
	6 km/h	0,15	-7,49	7,80	0,99
	8 km/h	-0,60	-18,66	17,45	0,94
	10 km/h	0,85	-12,84	14,54	0,97
	12 km/h	1,41	-11,46	14,27	0,98
Sujet 3	2 km/h	0,85	-2,20	3,91	1,00
	3 km/h	0,71	-4,32	5,74	0,99
	4 km/h	1,32	-16,25	18,89	0,89
	6 km/h	0,93	-3,19	5,06	1,00
	8 km/h	2,59	-20,44	25,62	0,88
	10 km/h	1,41	-16,61	19,44	0,94
	12 km/h	2,25	-8,86	13,37	0,98
Sujet 4	2 km/h	0,35	-0,94	1,64	1,00
	3 km/h	0,83	-10,78	12,44	0,96
	4 km/h	0,63	-4,27	5,53	0,99
	6 km/h	0,68	-2,82	4,19	1,00
	8 km/h	1,03	-5,48	7,54	0,99
	10 km/h	0,16	-16,37	16,69	0,95
	12 km/h	1,84	-18,03	21,71	0,94
Sujet 5	2 km/h	1,27	-6,39	8,93	0,98
	3 km/h	1,75	-15,51	19,00	0,89
	4 km/h	1,11	-3,96	6,18	0,99
	6 km/h	1,19	-6,53	8,91	0,99
	8 km/h	0,53	-5,18	6,24	0,99
	10 km/h	0,66	-7,80	9,11	0,99
	12 km/h	1,36	-7,62	10,33	0,99

TABLE 2.9 – Biais, LOA et r pour les comparaison entre le Mokam et le Vicon pour chaque sujet et chaque vitesse

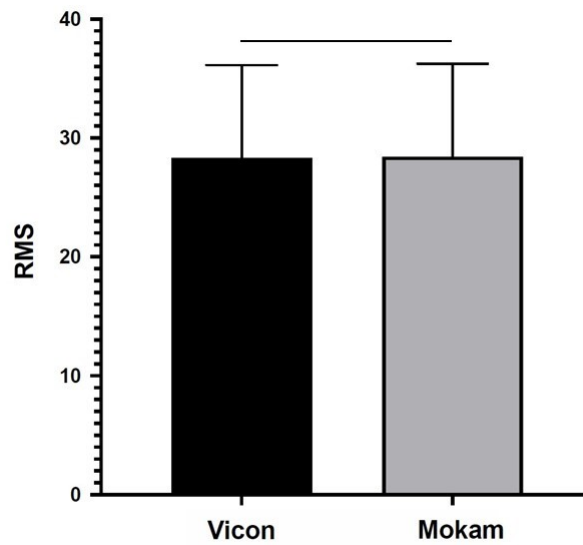


FIGURE 2.20 – Résultat de la RMS et du test t de Student

Nous avons pu voir que les courbes de la Figure 2.18 ne présentaient pas de différence significative entre les deux systèmes grâce au t-test (Figure 2.20). De plus, les patterns des courbes de flexion et d'extension de genou coïncident avec les données de la littérature [77] [88]. Nous pouvons voir que pour le sujet 1, il n'y a pas de courbe pour le Mokam à 10 et 12 km/h. Ceci est dû à la perte du marqueur de la malléole externe par le tracking du logiciel. La raison de cette défaillance de tracking est due à une vitesse trop élevée, pour le système, de la cheville au moment où le pied droit reprend appui sur le tapis. En effet, la vitesse du marqueur de la malléole pour ce sujet est de 16,5 km/h pour le test à 10 km/h et 17,8 km/h pour le test à 12 km/h. Cette vitesse a été calculée grâce au système Vicon. Un autre point à noter vient du sujet 3 à 8 km/h pour lequel les LOA sont comprises entre $-20,44^\circ$ et $25,62^\circ$. Ceci est dû à un problème de recalage des courbes entre les deux systèmes en post-traitement.

Outre ce problème technique, nos résultats montrent donc des résultats similaires entre le Mokam et le Vicon pour l'analyse cinématique lors d'un exercice de marche et de course sur tapis étant donné que les biais sont inférieurs à 3° , que le coefficient de corrélation moyen est de $0,97 \pm 0,03$ et que le t-test ne montre pas de différence significative.

2.5 Discussion et Conclusion

Cette section discutera des protocoles et résultats présentés, et conclura ce chapitre.

Ce Chapitre 2 avait pour objectif de présenter une méthodologie de détermination de précision de système de capture du mouvement optique. Pour cela, j'ai utilisé un système de référence qu'est le Vicon et un nouveau système, le Mokam, afin de faire une revue de ces capacités techniques en ce qui concerne sa précision et son utilisation. Nos deux systèmes ont été testés lors de tests en statique dans un volume de mesure de $16 m^3$, et en mouvement pour la détermination de vitesse d'un point lors de sauts verticaux représentant un mouvement de translation et lors de marche et course sur tapis pour l'analyse d'un angle articulaire représentant une rotation. Pour déterminer une vitesse, il est nécessaire de connaître une longueur métrique, alors que pour déterminer un angle on peut utiliser des coordonnées dans différentes unités comme les pixels ou ici les millimètres. En statique Vicon tient son rôle de référence avec 75% des erreurs de mesure inférieures à 1 mm et une médiane de 0,5 mm. Le Mokam quant à lui, est un concurrent dont la médiane est de 2,4 mm. Pour des gommettes avec fort contraste par rapport à l'environnement de mesure, il permet de capter une cible statique de 240 mm de longueur avec une erreur de 1%. En mouvement, le Vicon sert de référence. Les résultats obtenus par le Mokam ne montrent pas de différence significative par rapport aux données captées par le Vicon. En effet, les p-value sont de 0,86 et 0,87 pour les sauts et de 0,97 pour la marche et la course sur tapis. Du fait de leurs technologies différentes, le Vicon et le Mokam ne permettent pas les mêmes capacités de capture. Le Mokam étant fixe, il ne peut pas capter une cible qu'il ne voit pas. C'est-à-dire qu'une fois que la cible atteint 20° d'orientation par rapport à son plan, la précision de celui-ci diminue en fonction de l'augmentation de l'orientation pouvant atteindre des pourcentages d'erreur supérieurs à 80 %. Le Vicon permettant une analyse à 360° peut également être confronté à des problèmes lorsqu'un ou plusieurs marqueurs sont partiellement cachés lors de l'analyse.

La première limite de cette méthode vient du fait que le volume de mesure soit ici adapté uniquement aux deux systèmes que nous utilisons. Ce volume de mesure est à adapter en fonction du champ de vision du système utilisé. Un autre point vient du fait que la marche et course sur tapis ont été réalisés à 3 mètres du Mokam, des positions plus éloignées de celui auraient pu être évaluées. Concernant également la marche et course sur tapis, nous avons pu voir que pour l'un des sujets, le tracking du Mokam n'avait pas été en capacité de tracker le point de la cheville, atteignant les 18 km/h, lors de la course à 10 km/h et 12 km/h. Il en découle que la vitesse de la cible est donc une limite de l'utilisation de ce système. Lors de la phase de tracking de point sur le logiciel

propriétaire du Mokam, si le point est perdu, le processus s'arrête et il n'est pas possible de le rectifier. Il serait intéressant de regarder si cette limite vient de la course sur tapis ou si le problème persiste lors de la course sur sol, ou si augmenter la fréquence d'acquisition pourrait corriger ce problème. Une autre limite de cette méthodologie vient de l'utilisation du spline cubique qui peut amener des erreurs dans les données et donc faire perdre de la précision à celles-ci. Une dernière limite vient du placement du marqueur sur le grand trochanter pour l'analyse de la vitesse d'un point en translation. Un placement du marqueur sur S2 qui est anatomiquement le point le plus proche du centre de gravité aurait également pu être testé.

Ce second chapitre permet donc de poser le cadre de précision de nos systèmes. Grâce au Chapitre 1, j'ai pu caractériser le Mokam comme étant un système optique avec marqueurs. Les tests réalisés ont donc été choisis en fonction de ce premier constat. Nous avons vu dans ce chapitre que le Mokam pouvait enregistrer dans un volume de mesure de $16m^3$, allant de 2,7 à 5 m en profondeur, de 3 à 5 m en largeur, 0 à 2 m en hauteur, pour un Mokam positionné à 1 m du sol. La cible doit également être positionnée le plus possible dans le plan du Mokam, en ne dépassant pas les 20° d'orientation. Le Vicon a déjà été utilisé pour des analyses de Mocap Faciale grâce à l'utilisation de demi-sphères photoréfléchissantes de 1 mm. Or, la limitation des tailles de gommettes carrées de 30 mm ne permet pas au Mokam de réaliser ce genre d'analyse. Néanmoins, pour des analyses de vitesse et d'angle, il est totalement efficace, car sa précision comparable à celle du Vicon est tout à fait satisfaisante. Cependant, il est important de préciser qu'une attention particulière devra être portée sur le niveau de contraste entre les gommettes et la surface sur laquelle elles sont posées ainsi qu'à la vitesse du point afin que le tracking soit efficace.

Les perspectives de cette méthodologie de précision en statique et en mouvement sont multiples. Dans un premier temps, il serait intéressant de tester cette méthodologie sur d'autres systèmes de capture du mouvement optique. Dans un second temps, un dispositif simple d'utilisation pourrait être mis en place pour générer une translation et une rotation entre deux pièces pour le calcul d'angle. Pour les tests en mouvement, il serait également intéressant de réaliser les tests à différentes profondeurs de champ afin de vérifier que la précision est bien homogène dans le volume en mouvement. Ici, le Vicon est utilisé comme référence, mais une étude approfondie de ce système en fonction du nombre de caméras aurait pu être une référence de plus et compléter mon étude. Eichelberger et al. [35] a déjà réalisé une étude avec 6, 8 et 10 caméras et a mis en avant que le nombre de caméras avait une influence sur la précision du système.

Maintenant que l'on connaît les capacités de notre système dans son champ de captation en statique et lors d'un mouvement, nous allons pouvoir nous intéresser aux applications d'analyse du mouvement réalisable avec notre système. Dans un premier temps, je m'intéresserai à des applications posturales pour ensuite m'intéresser à des applications de gestes.

CHAPITRE

3

APPLICATION DU MOKAM A
L'ANALYSE DE POSTURES ET DE
GESTES

3.1 Contexte général du chapitre

Le chapitre précédent a permis de définir les conditions d'utilisations optimales de notre système. Le Mokam permet de réaliser des analyses dans un volume de mesure de 2,7 à 5 mètres de profondeur, de 3 à 5 mètres de largeur et de 0 à 2 mètres de hauteur. Les captures doivent se faire dans le plan du banc optique, en statique ou en mouvement. Et pour que le tracking soit efficace, la taille des gommettes doit être de 30 millimètres de côté, il doit y avoir un contraste assez fort entre les gommettes et l'environnement de capture, et la vitesse du point à capturer ne doit pas excéder 16 km/h à 100 Hz de fréquence d'acquisition.

Fort de ces résultats, il convient d'identifier des cas d'usage adaptés à cette technologie. Pour cela, je me suis concentré sur des applications classiques de la biomécanique : l'analyse de la posture et l'analyse du geste. L'enjeu de ce chapitre est donc, pour ces cas d'usage, d'estimer la capacité de ce système à réaliser des mesures nous donnant des résultats quantitatifs et exploitables.

3.2 Applications à l'analyse de postures

Pour commencer avec les exemples d'application, je vais m'intéresser à des applications de posture. La posture est définie comme étant la position et l'attitude du corps. Ici, je m'intéresserai à deux exercices qui sont le gainage et le demi-squat. Ces applications posturales ont pour objectif d'améliorer la stabilité de la sangle abdominale et lombaire pour le gainage et la stabilité du genou pour le demi-squat [56] [94]. Ces deux activités ont aussi besoin d'être réalisées avec rectitude (rectitudo en latin "droiture"), c'est-à-dire que les positions nécessitent d'être maintenues et les segments corporels doivent rester le plus alignés possible.

Dans ce contexte, le gainage et le demi-squat sont des applications courantes [4] [52] [58] [89]. Ces deux exercices, très utilisés dans le domaine du fitness et du renforcement musculaire nécessitent une bonne posture afin d'être efficaces.

3.2.1 Le gainage

Contexte

Le gainage est un exercice de renforcement musculaire visant à améliorer la stabilité de la sangle abdominale comprenant de multiples bénéfices. Cet exercice est un élément clé non seulement dans les programmes sportifs visant à améliorer la santé et la condition physique [4], mais aussi dans la réadaptation clinique [58]. Une bonne stabilité du tronc est essentielle pour une bonne performance générale et la prévention des blessures. Une plus grande stabilité de base permet une plus grande production de force dans les membres inférieurs. Elle permet aussi la réduction de blessure, car elle permet de réduire la pression lombaire et améliorer la stabilité de la colonne vertébrale tout en renforçant la sangle abdominale [23] [76]. C'est donc pour cela qu'une bonne posture (alignement des jambes et du tronc) lors de cet exercice est importante afin de limiter le risque de blessure et le travail non efficace.

Matériels et Méthodes

Protocole

La situation sanitaire et l'impossibilité de faire venir des sujets volontaires sur la plateforme de capture du mouvement ont fait qu'un seul sujet a participé à ce test, il s'agit d'un homme de 27 ans pesant 125 kg et mesurant 1,92 m. Il a été équipé de sept gommettes colorées carrées de 30 mm de côté avec en leur centre une demi-sphère photoréfléchissante de 7 mm de diamètre sur le cinquième métatarse, la malléole externe,

le condyle fémoral externe, le grand trochanter, la tête de l'humérus, le condyle latéral de l'humérus et le styloïde de l'ulna (Figure 3.1). Il a réalisé 10 secondes de gainage en bonne position sur une surface stable [57] [95], trois minutes de repos, puis 10 secondes en mauvaise position sur une surface stable (Figure 3.1). Le tapis de fitness a été placé à 3 m du Mokam dans son plan. Le système Vicon est positionné tout autour de la cible (Figure 3.2). Chaque position a été enregistrée en simultané et à 100 Hz par les deux systèmes.

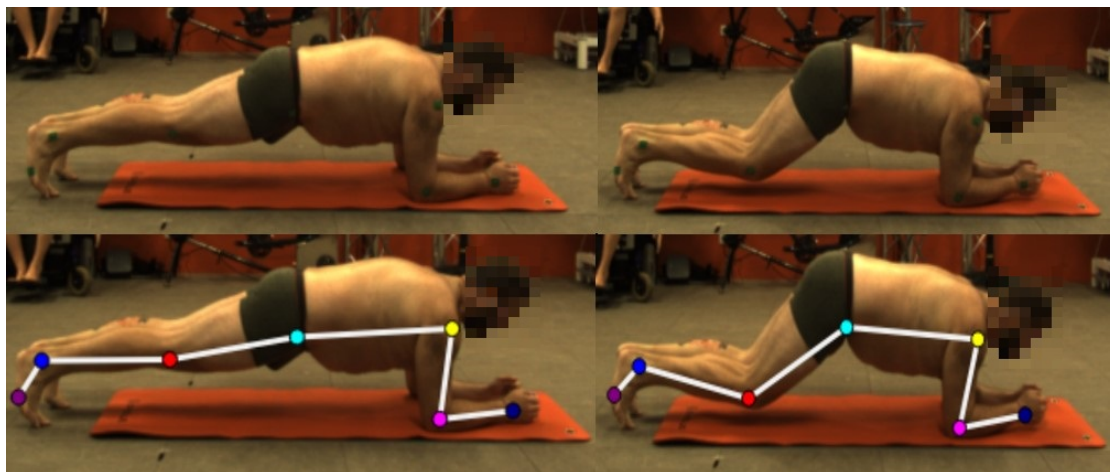


FIGURE 3.1 – Position des marqueurs sur le cinquième métatarse (violet), la malléole externe (bleu), le condyle fémoral externe (rouge), le grand trochanter (cyan), la tête de l'humérus (jaune), le condyle latéral de l'humérus (magenta) et le styloïde de l'ulna (bleu foncé), et description de la bonne position (à gauche) et de la mauvaise position de gainage facial (à droite)

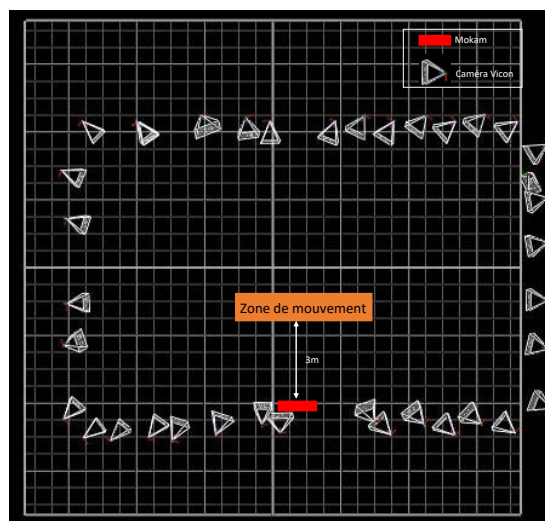


FIGURE 3.2 – Description du setup expérimental avec la zone de mouvement placée à 3 m du Mokam dans le même plan que celui-ci, et les caméras Vicon disposées tout autour

Calcul des paramètres

Suite à la phase de capture, les coordonnées 3D des points ont été extraites afin de calculer les angles de flexion et d'extension de la cheville, du genou, de la hanche, de l'épaule et du coude. Les angles 2D ont été calculés grâce à la projection orthogonale dans le plan sagittal pour les deux systèmes. Pour les deux conditions de position, un angle moyen par articulation sur l'ensemble de l'enregistrement a été calculé.

Analyse Statistique

La comparaison entre le Mokam et le Vicon a été faite avec un test de Bland Altman. Une comparaison entre les deux systèmes a été faite pour le bon et le mauvais mouvement. Le système Vicon étant toujours ici considéré comme notre système de référence. Ensuite, et afin de vérifier que le Mokam a bien mesuré des différences entre les deux mouvements réalisés, un test t de Student a été réalisé pour rejeter ou non l'hypothèse nulle ($p < 0,05$).

Résultats

La Figure 3.3 représente les graphiques associés à l'analyse Bland Altman pour la comparaison entre les données du Mokam et du Vicon pour le bon et le mauvais mouvement. Ces informations sont résumées dans la Table 3.1. Les résultats du t-test, réalisé pour identifier des différences entre le bon et le mauvais mouvement, sont résumés dans la Figure 3.4.

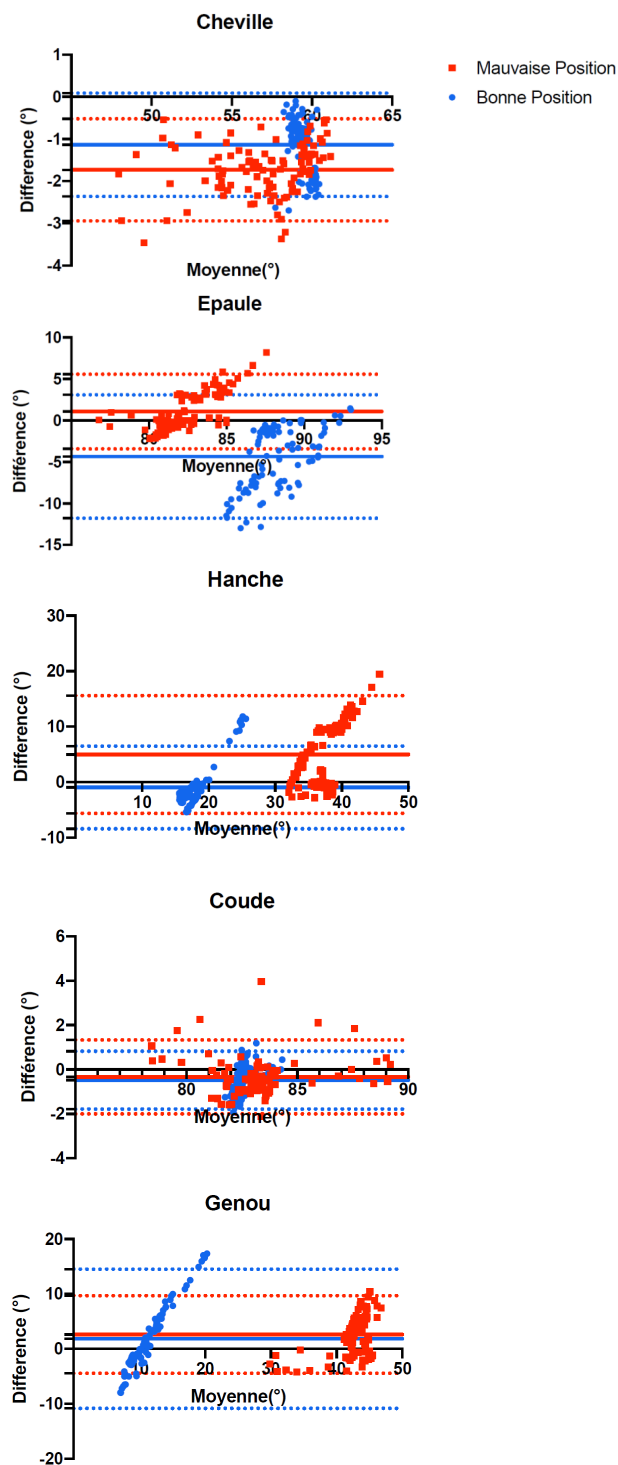


FIGURE 3.3 – Analyse Bland Altman pour l'angle de flexion et d'extension des articulations mesurées lors de la réalisation d'une bonne et d'une mauvaise position de gainage pendant 10 secondes

	Cheville		Genou		Hanche		Epaule		Coude	
	Bon	Mauvais	Bon	Mauvais	Bon	Mauvais	Bon	Mauvais	Bon	Mauvais
Biais	-1,14	-1,73	1,83	2,61	-0,97	4,97	-4,35	1,07	-0,48	-0,33
-1,96 SD	-2,36	-2,94	-10,85	-4,46	-8,42	-5,64	-11,78	-3,42	-1,78	-2
+1,96 SD	0,09	-0,52	14,51	9,68	6,48	15,58	3,08	5,57	0,82	1,33

TABLE 3.1 – Biais et LOA pour chaque articulation et par posture de gainage

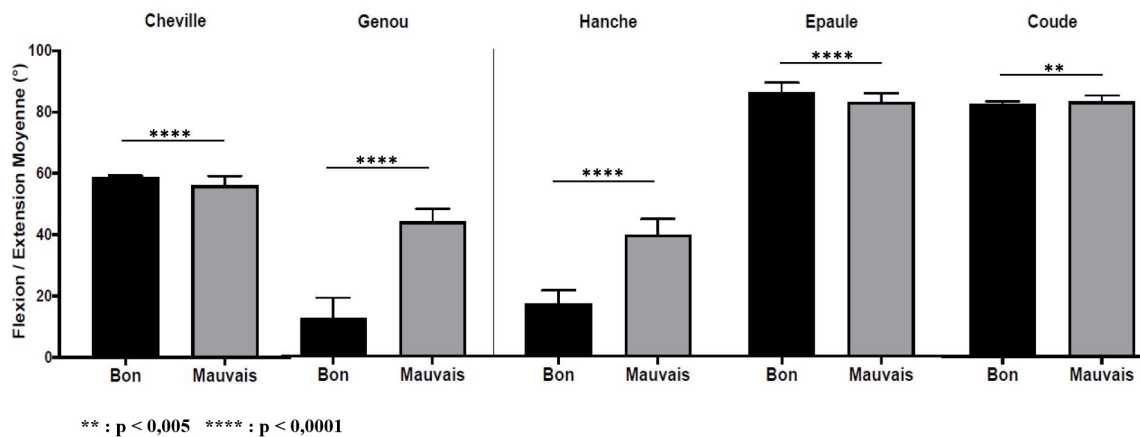


FIGURE 3.4 – Résultat du test t de Student pour l'estimation des différences entre le bon et le mauvais mouvement de gainage capté par le Mokam pour chaque articulation

Nous pouvons voir que les biais sont compris entre $-4,35^\circ$ et $1,83^\circ$ pour la bonne posture, et entre $-1,73^\circ$ et $4,97^\circ$ pour la mauvaise posture. L'autre information importante est que les deux systèmes ont bien enregistré les différences d'angle entre les deux positions. Nous pouvons voir sur la Figure 3.3 que les nuages de points correspondants aux deux positions sont bien dissociés. De plus, les t-tests montrent pour toutes les articulations des différences significatives entre les deux mouvements pour le Mokam (Figure 3.4). Nous pouvons également voir que pour le genou et la hanche les différences sont majeures. C'est pour ces deux articulations qu'il y a la plus grande différence de position. Lors d'une bonne position de gainage, le tronc et les jambes doivent être parfaitement alignés. Le mouvement ainsi réalisé est également appelé « la Planche ».

Discussion et Conclusion

Cette étude a permis de mettre en avant que le Mokam est capable, en raison de ses capacités techniques, d'enregistrer avec précision l'exécution d'une posture statique

telle que le gainage. En effet, il a été capable d'enregistrer les mêmes données que le Vicon avec de biais compris entre $-4,35^\circ$ et $4,97^\circ$. Le Mokam a également été capable de mesurer des différences significatives entre un bon et un mauvais mouvement.

Une limite de cette application est que le gainage est une posture stable dans un plan, et ici, je l'ai réalisé à 3 mètres du Mokam dans son plan. Il serait intéressant de voir si la précision serait aussi bonne à 4 m ou 5 m du Mokam. Ici, j'ai réalisé uniquement une position de gainage facial, il pourrait également être intéressant de réaliser une position de gainage latéral.

Cette application est donc réalisable avec le Mokam. En effet, il est possible avec ce système de déterminer les angles de flexion et d'extension des articulations du corps humain pour en étudier la bonne posture ou non du pratiquant [8]. Mais la question que l'on peut se poser est qu'est-ce qu'une bonne posture ? Si la différence entre une bonne et une mauvaise position est inférieure à la précision du système, il ne sera donc pas possible de réaliser cette application.

Par ce fait, l'étude du gainage pourrait se démocratiser au grand public. Si un simple téléphone avec une application permettant de pointer les repères anatomiques et d'en sortir les angles articulaires était assez précis, n'importe quel utilisateur pourrait avoir des informations sur la réalisation du gainage à domicile avec correction en temps réel.

Pour conclure, nous pouvons donc affirmer grâce aux différents résultats, que le Mokam est dans la capacité de capter avec précision des points placés sur le corps d'un sujet lors d'une position de gainage ventral. Il serait maintenant intéressant de réaliser ce même test en s'éloignant du Mokam ou en réalisant un gainage latéral.

Passons maintenant à une autre application nécessitant une bonne posture, mais cette fois-ci plus en statique : le demi-squat.

3.2.2 Le demi-squat

Contexte

Le demi-squat est une version simplifiée du squat. Le squat, quant à lui, est l'un des trois mouvements réalisés dans les compétitions d'haltérophilie, mais aussi l'un des mouvements les plus utilisés dans le domaine de l'entraînement sportif dédié aux membres inférieurs [52]. Les altérations mécaniques de genou ou de hanche, qui sont les deux articulations principalement sollicitées lors d'un squat, sont très souvent utilisées pour quantifier la performance du membre inférieur [89]. Ce mouvement est donc omniprésent dans le domaine sportif pour l'optimisation de la performance, mais aussi dans le milieu clinique pour l'évaluation fonctionnelle du membre inférieur. De plus, une mauvaise posture en squat peut avoir des incidences graves sur les genoux et le dos [16] [36]. L'intérêt de pouvoir le mesurer précisément est donc de pouvoir quantifier la posture du pratiquant pour la corriger.

Matériels et Méthodes

Protocole

Pour réaliser ce test, et toujours sous contrainte de Covid-19, un sujet homme de 27 ans pesant 125 kg et mesurant 1,92 m a été équipé de cinq gommettes colorées carrées de 30 mm de côté avec en leur centre une demi-sphère photoréfléchissante de 7 mm de diamètre sur le cinquième métatarse, la malléole externe, le condyle fémoral externe, le grand trochanter, la tête de l'humérus (Figure 3.5). Le même setup expérimental que pour le squat a été utilisé (Figure 3.2). Il a été demandé de réaliser cinq demi-squats en bonne position et cinq demi-squats en mauvaise position. Le demi-squat est un squat s'arrêtant à 90° de flexion de genou [36] (Figure 3.5).

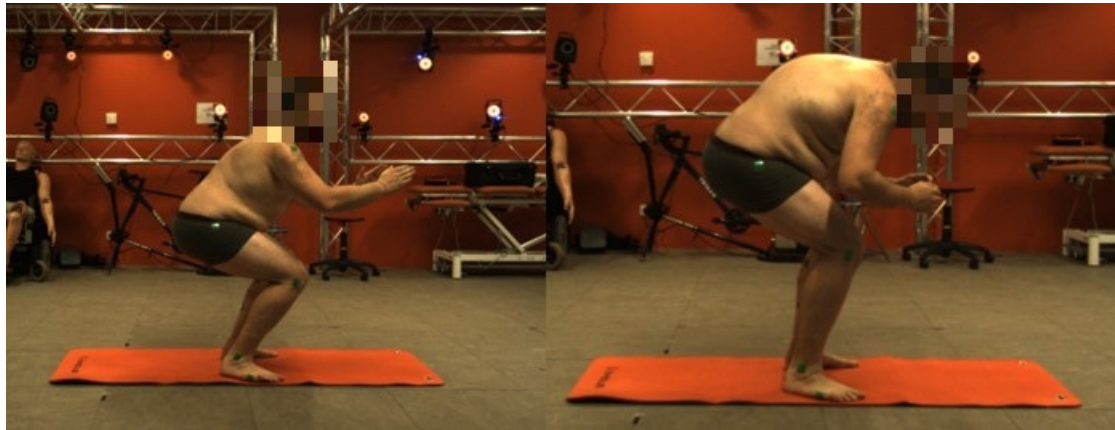


FIGURE 3.5 – Placement des marqueurs sur le cinquième métatarse, la malléole externe, le condyle fémoral externe, le grand trochanter, la tête de l'humérus, et description de la bonne position (à gauche) et de la mauvaise position (à droite) de demi-squat

Calcul des paramètres

Chaque position a été enregistrée en simultané par les deux systèmes. À la suite à la phase de capture, les coordonnées 3D des points ont été extraites afin de calculer les angles de flexion et d'extension de la cheville, du genou et de la hanche par projection orthogonale dans le plan sagittal. Pour chaque position, un angle moyen a été calculé par articulation.

Analyse Statistique

La comparaison entre le Mokam et le Vicon a été faite avec un test de Bland Altman. Pour vérifier que les deux conditions de mouvement étaient bien différentes, un test t de Student a été réalisé pour rejeter ou non l'hypothèse nulle ($p < 0,05$).

Résultats

La table 3.2 résume les informations données par l'analyse Bland Altman. Nous pouvons voir que le biais est compris entre $-0,67^\circ$ et $1,03^\circ$ pour la bonne posture et entre 0° et $1,41^\circ$ pour la mauvaise. Ces informations sont également présentent dans la Figure 3.6.

	Cheville		Genou		Hanche	
	Bon	Mauvais	Bon	Mauvais	Bon	Mauvais
Biais	1,03	1,41	0,49	1,03	-0,67	0
-1,96 SD	-2,23	-1,62	-11,5	-9,73	-14,14	-12,77
+1,96 SD	4,28	4,43	12,48	11,79	12,81	12,77

TABLE 3.2 – Biais et LOA pour chaque articulation et par posture de demi-squat

Nous pouvons voir dans la Figure 3.6, qui représente l'analyse Bland Altman pour la comparaison des deux systèmes sur toute la durée de capture, des différences entre les deux mouvements. En effet, pour la hanche, les valeurs maximales d'angle sont moins élevées pour la mauvaise position. Et pour le genou, les points du mauvais mouvement sont plus concentrés que ceux du bon mouvement, ce qui veut dire que les amplitudes de cette articulation sont moins élevées en mauvaise position. Pour conforter ces résultats, la Figure 3.7 représente le résultat du t-test. Il en ressort que pour chaque articulation, des différences significatives apparaissent entre les deux conditions.

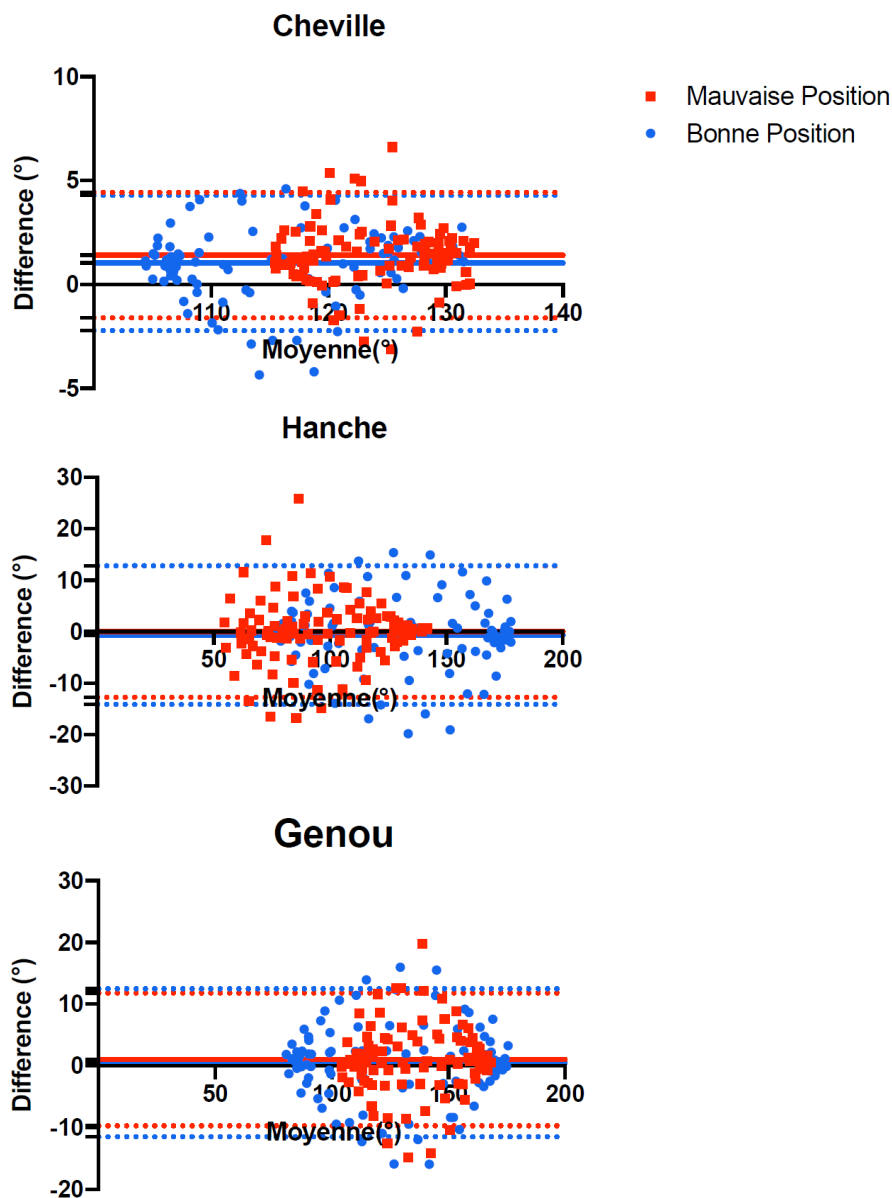


FIGURE 3.6 – Analyse Bland Altman avec le biais (trait plein), et les LOA (traits pointillés) pour chaque articulation et système pour toute la durée de capture

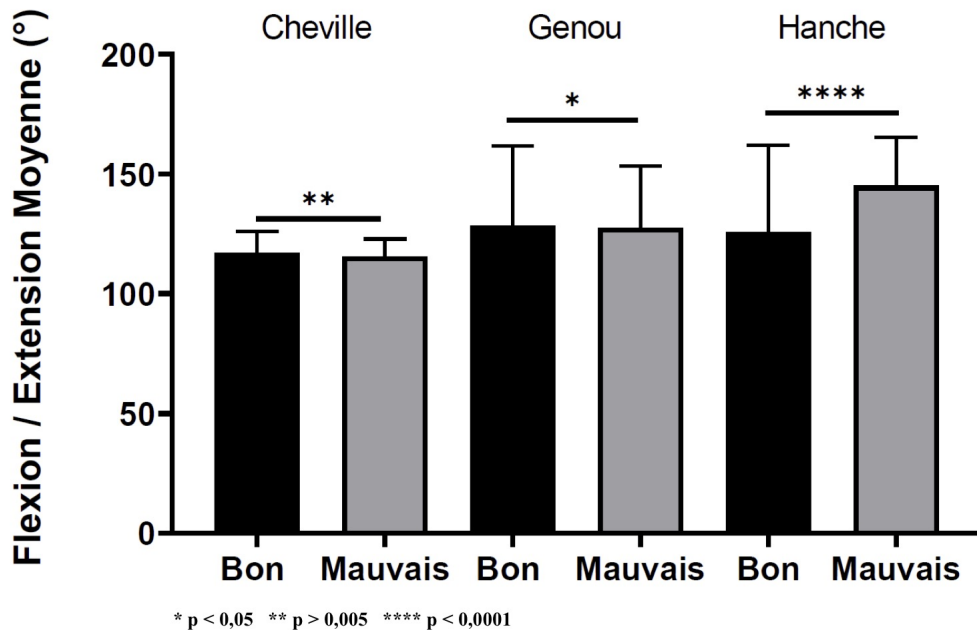


FIGURE 3.7 – Résultat du test t de Student pour l'estimation des différences entre le bon et le mauvais mouvement de demi-squat capté par le Mokam pour chaque articulation lors du demi-squat

Discussion et Conclusion

Nous avons pu voir ici qu'avec des biais compris entre $-0,67^\circ$ et $1,03^\circ$, le Mokam avait capté les points placés sur le sujet avec autant de précision que le Vicon pour une bonne posture de demi-squat. Pour la mauvaise posture, les biais sont compris entre 0° et $1,41^\circ$. La précision du Mokam est donc suffisante pour analyser la différence entre la bonne et la mauvaise posture lors de ce mouvement. Ce constat a pu être vérifié grâce au t-test qui nous montre des différences significatives entre les deux mouvements.

Ici, j'ai réalisé un test de demi-squat. Ce mouvement est plus simple à réaliser et moins contraignant qu'un squat complet, car il demande une flexion de genou inférieure à 90° et demande une plus grande expertise pour le réaliser sans risque de blessure. Encore une fois, ce mouvement ne peut être réalisé que dans le plan du Mokam. Une autre limite vient du nombre de sujets, la crise sanitaire a amené des difficultés dans le recrutement.

Contrairement au gainage, le demi-squat a un moyen simple de contrôle. En effet, il doit s'arrêter à 90° de flexion de genou. Ici, nous pouvons voir qu'il est possible avec la précision du Mokam de déterminer si la flexion arrive bien à cette limite de 90° ou non.

La perspective de cette étude serait dans un premier temps d'augmenter le nombre de sujets. Et dans un second temps, de faire le même test avec une position de squat complet.

En conclusion, nous avons donc pu voir que le Mokam était capable de capter avec précision un demi-squat et d'en quantifier les angles de flexion et d'extension de hanche, du genou et de la cheville. Il serait également intéressant de réaliser le même protocole avec plus de sujets, dans une position de squat complet.

Passons maintenant au bilan général de ce paragraphe sur les applications de posture.

Bilan sur l'analyse de postures

Ce paragraphe a permis de mettre en avant l'aptitude de notre système à analyser deux applications de posture. Le premier cas a été le gainage, exercice très utilisé pour le renforcement musculaire de la ceinture abdominale et lombaire. Mais, les bienfaits ne sont valables que si la position est bonne, c'est-à-dire que le corps est entièrement aligné. Ici, j'ai pu analyser les différences d'angle de flexion et extension de cheville, genou, hanche, épaule et coude afin de vérifier si la position était bonne ou non. Dans un second temps, j'ai analysé la position du demi-squat. Ce mouvement, dans sa version complète, est également très utilisé dans le domaine du sport et du milieu clinique. En effet, dans sa version complète, c'est l'un des mouvements de compétition d'haltérophilie, mais il sert aussi à quantifier la puissance des membres inférieurs. Ce test m'a permis d'analyser la flexion et l'extension de cheville, genou et hanche lors de cinq demi-squats. Cette analyse a permis d'identifier les différences entre une bonne et une mauvaise posture.

Je vais maintenant m'intéresser à l'étude du geste.

3.3 Applications à l'analyse de gestes

Toujours en me référant aux informations de conditions de capture obtenues dans le Chapitre 2, je vais ici analyser des applications en mouvement réalisables avec le Mokam. Je vais m'intéresser aux sauts verticaux, à la marche sur tapis pour l'analyse cinématique et la détection des instants de ces mouvements, et pour finir, à un test de marche dans le plan frontal pour la quantification de paramètres de la marche basés sur un unique marqueur. Ces trois applications sont très utilisées dans le milieu de l'entraînement sportif et de la rééducation pour la quantification de la bonne performance des membres inférieurs ou de la locomotion.

3.3.1 Sauts verticaux

Contexte

Les sauts verticaux, c'est-à-dire le Counter Movement Jump (CMJ) et le Squat Jump (SJ) sont fréquemment utilisés pour évaluer les performances du membre inférieur dans les domaines de la réadaptation ou de l'entraînement sportif [31] [62]. Or, l'utilisation d'un système de capture optique du mouvement comme le Vicon est coûteuse, encombrante et nécessite une grande expertise technique. Une alternative pourrait être d'utiliser le Mokam. L'objectif de cette étude est d'estimer la capacité de ce système pour la détermination des paramètres d'un mouvement en utilisant le saut vertical comme application par rapport à un système de capture de mouvement de référence (système Vicon) pour la détermination des angles articulaires de flexion et d'extension du genou et de la hanche, ainsi que la détermination des instants du saut, qui sont : le décollage, la hauteur maximale du saut et l'atterrissage.

Matériels et Méthodes

Protocole

Cinq sujets asymptotiques (3 femmes (24 ± 1 an) et 2 hommes (29 ± 6 ans))(Table 3.3) ont réalisé le protocole. Chaque saut a été réalisé trois fois lors d'une session d'entraînement puis enregistré cinq fois [42]. Le Mokam a été positionné sur la droite des sujets de sorte à enregistrer leur profil droit. Le système Vicon était constitué quant à lui de 37 caméras infrarouges (18 MxT160, 12 Bonita et 7 Vantage) positionnées tout autour de la zone de saut. Les deux systèmes ont enregistré à 100 Hz. Chaque sujet a été équipé de quatre demi-sphères photoréfléctives de 7mm collées sur une gommette colorée de 30 mm de côté sur la tête de l'humérus, le grand trochanter, le condyle fémoral externe et

la malléole externe [50] (Figure 3.8).

	Sexe	Âge	Poids (kg)	Taille (cm)
Sujet 1	F	23	59,6	167,8
Sujet 2	F	25	50,7	163,8
Sujet 3	M	25	43,8	166,8
Sujet 4	M	33	76,8	168,4
Sujet 5	F	24	60,3	171,5

TABLE 3.3 – Profil des sujets recrutés pour l'analyse de sauts verticaux

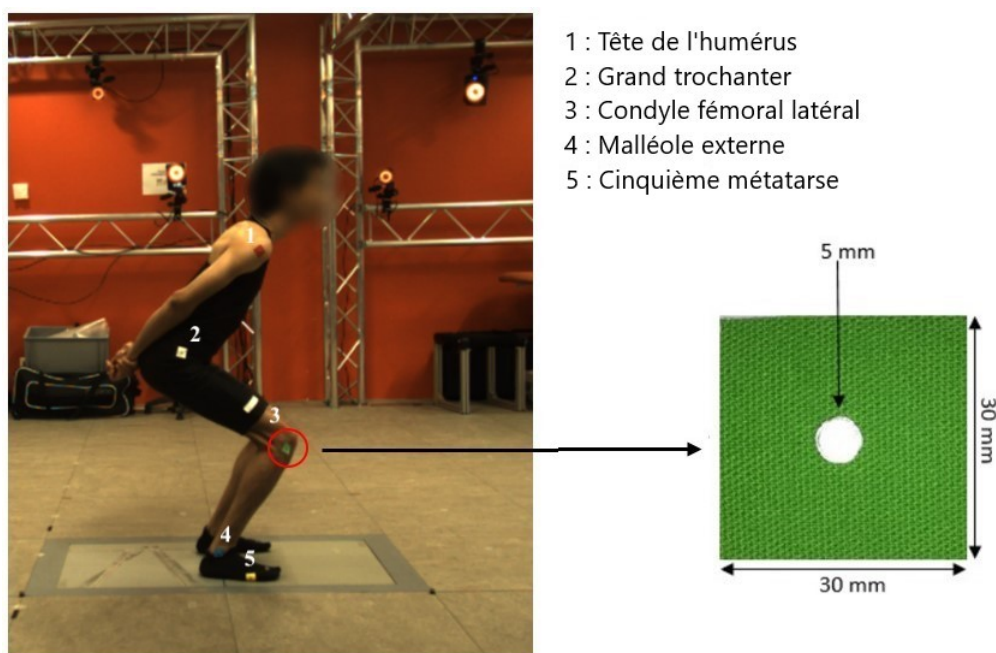


FIGURE 3.8 – Placement des marqueurs sur la tête de l'humérus, le grand trochanter, le condyle fémoral externe, la malléole externe et le cinquième métatarse sur un sujet pour l'analyse de sauts verticaux

Calcul des paramètres

Une fois les données enregistrées avec les deux systèmes, les angles de flexion et d'extension du genou et de la hanche ont été calculés par projection orthogonale dans le plan sagittal. Afin de déterminer les instants du saut (Figure 3.9), je me suis basé sur la variation en z (variation verticale) du marqueur placé sur le cinquième métatarse [10].

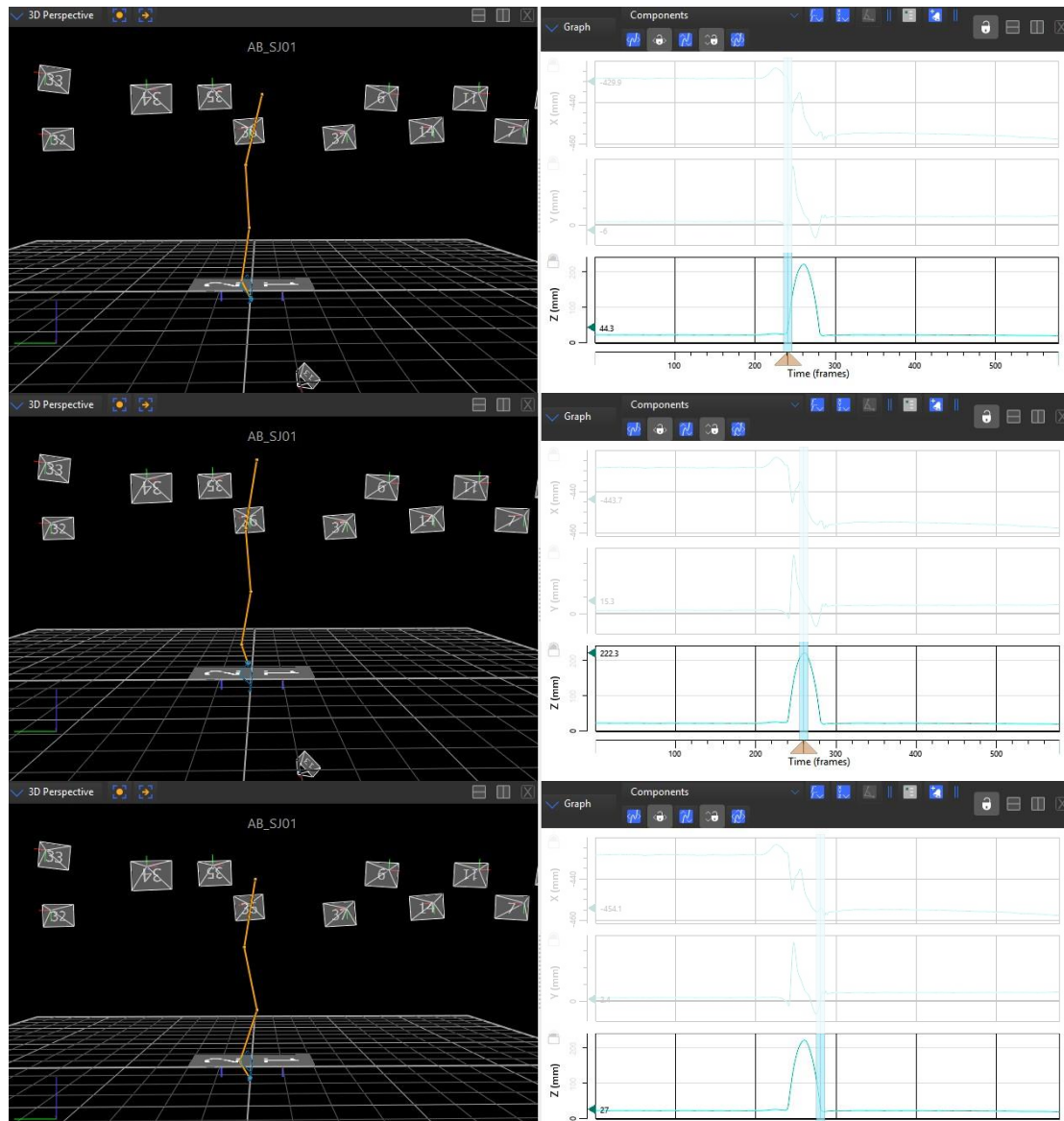


FIGURE 3.9 – Détermination des instants des sauts par rapport à la variation verticale du point du cinquième métatarse avec en haut : le décollage, au milieu : la hauteur maximale et en bas : l'atterrissage

Afin de déterminer le moment où le pied quitte le sol, je me suis appuyé sur les données qui précèdent cet instant (cf : instant de décollage Figure 3.9). J'ai calculé cinq fois l'écart type de l'ensemble de ces valeurs, ce qui m'a donné l'information de l'instant où le pied quitte le sol [10]. Cette valeur de hauteur nous donne donc l'instant du décollage. Pour la hauteur maximale, la valeur maximale des données a été cherchée avec la fonction "max" de Matlab (R2017b), et pour l'atterrissage, j'ai pris en compte la valeur minimale des données en utilisant la fonction "min" de Matlab (R2017b). Ces trois instants ont ensuite été repérés sur les graphiques de flexion et d'extension du genou et de la hanche.

Analyse Statistique

Les angles de flexion et d'extension ont été comparés avec une analyse de Bland Altman et un coefficient de corrélation.

Résultats

Au préalable, une vérification s'est imposée afin de vérifier que les deux systèmes avaient bien enregistré les mêmes données d'angle de flexion et extension du genou et de la hanche grâce à l'analyse Bland Altman. Les Figures 3.10 et 3.11 représentent les résultats, respectivement pour le genou et la hanche. Ces informations ont été résumées avec les coefficients de corrélation dans les Tables 3.4 et 3.5.

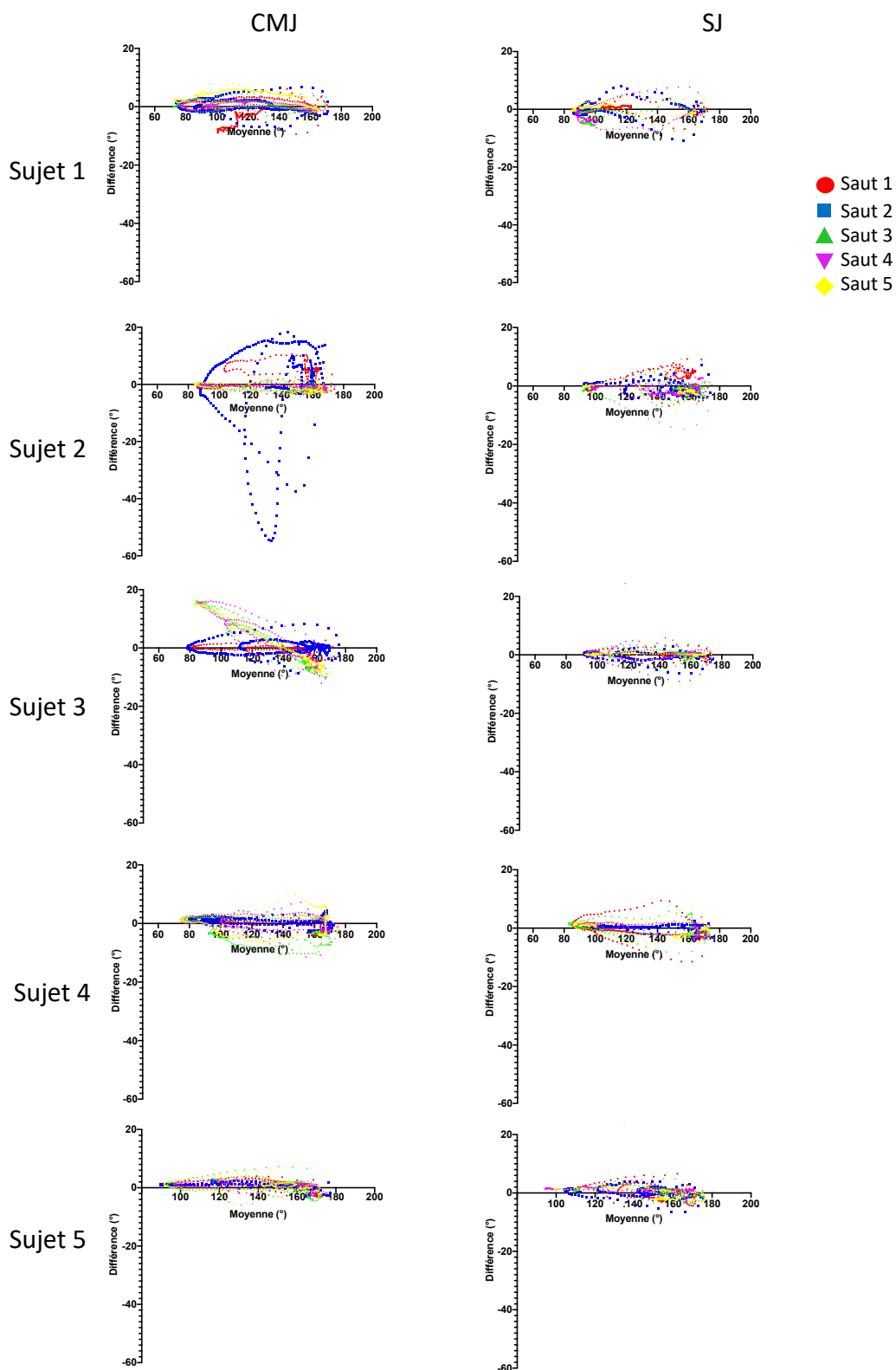


FIGURE 3.10 – Analyse Bland Altman pour chaque sujet et chaque sauts pour le genou

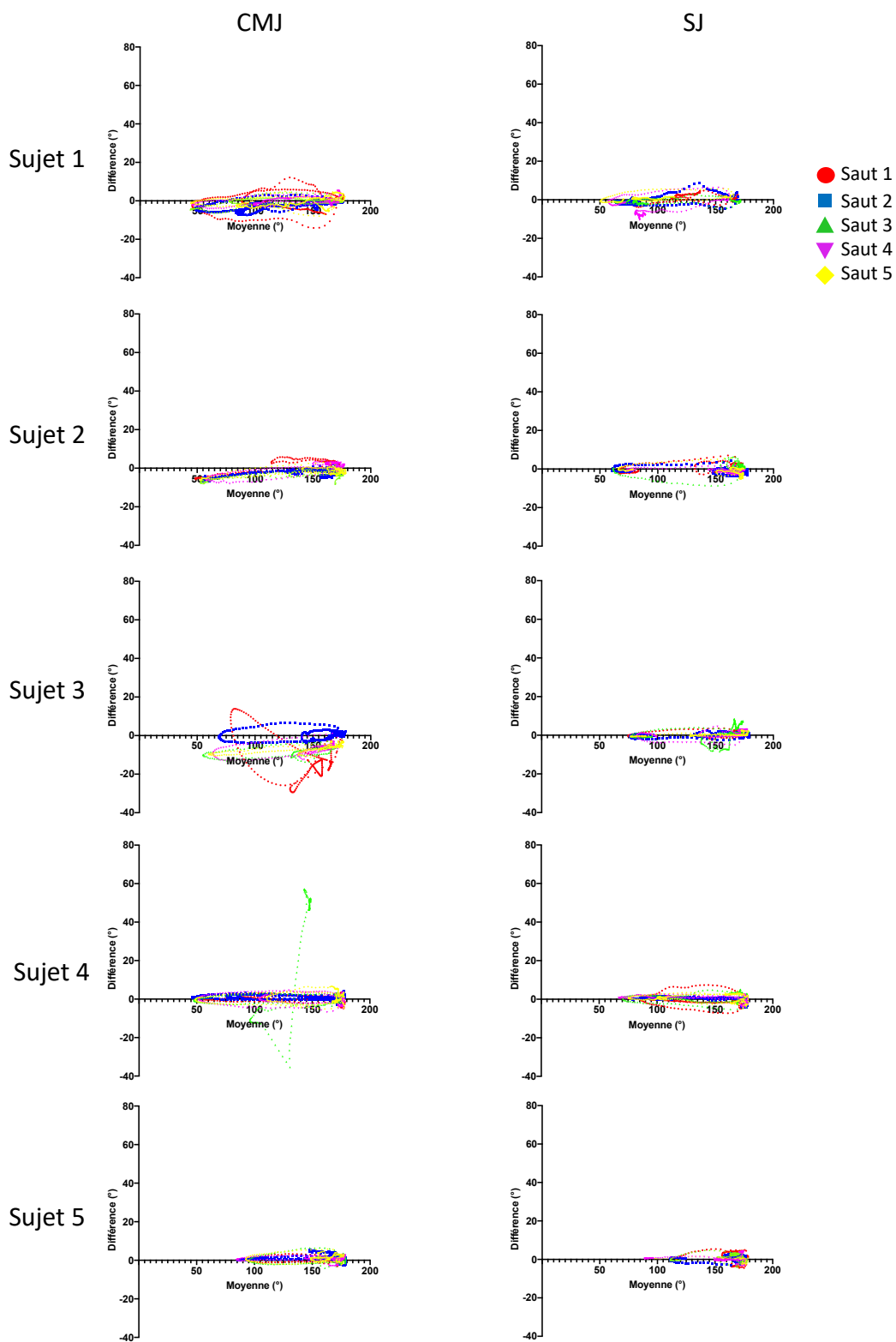


FIGURE 3.11 – Analyse Bland Altman pour chaque sujet et chaque sauts pour la hanche

			Biais	-1,96 SD	+1,96 SD	r
Sujet 1	CMJ	Saut 1	-1,54	-8,41	5,34	0,99
		Saut 2	0,39	-4,09	4,87	1,00
		Saut 3	0,40	-2,64	3,44	1,00
		Saut 4	0,26	-2,08	2,59	1,00
		Saut 5	2,86	-1,81	7,52	1,00
	SJ	Saut 1	0,30	-2,66	3,25	1,00
		Saut 2	-0,71	-4,97	3,55	1,00
		Saut 3	-2,78	-6,93	1,37	1,00
		Saut 4	-2,24	-7,54	3,05	1,00
		Saut 5	0,39	-2,31	3,09	1,00
Sujet 2	CMJ	Saut 1	2,21	-5,04	9,46	0,99
		Saut 2	-1,37	-28,81	26,07	0,85
		Saut 3	-1,14	-3,52	1,25	1,00
		Saut 4	-1,23	-3,11	0,64	1,00
		Saut 5	-1,29	-4,30	1,72	1,00
	SJ	Saut 1	1,56	-5,06	8,19	0,99
		Saut 2	-1,08	-4,80	2,65	1,00
		Saut 3	-1,78	-7,56	4,01	0,99
		Saut 4	-1,25	-4,46	1,96	1,00
		Saut 5	-1,46	-5,10	2,18	1,00
Sujet 3	CMJ	Saut 1	-0,33	-2,59	1,92	1,00
		Saut 2	0,17	-4,40	4,74	1,00
		Saut 3	-0,40	-15,47	14,67	1,00
		Saut 4	0,08	-14,25	14,41	0,99
		Saut 5	-0,45	-14,43	13,53	1,00
	SJ	Saut 1	0,11	-1,98	2,21	1,00
		Saut 2	-0,30	-2,57	1,97	1,00
		Saut 3	0,23	-2,33	2,79	1,00
		Saut 4	-0,11	-3,64	3,42	1,00
		Saut 5	0,04	-0,68	0,76	1,00
Sujet 4	CMJ	Saut 1	-0,51	-4,28	3,26	1,00
		Saut 2	-0,03	-3,74	3,68	1,00
		Saut 3	-2,68	-9,23	3,87	0,99
		Saut 4	-0,58	-5,89	4,73	1,00
		Saut 5	-0,61	-7,95	6,72	0,99
	SJ	Saut 1	-1,31	-6,97	4,36	1,00
		Saut 2	-0,72	-4,13	2,69	1,00
		Saut 3	-0,25	-4,59	4,09	1,00
		Saut 4	-0,15	-3,43	3,13	1,00
		Saut 5	-0,08	-3,89	3,72	1,00
Sujet 5	CMJ	Saut 1	0,16	-3,59	3,92	1,00
		Saut 2	0,19	-2,60	2,99	1,00
		Saut 3	0,13	-5,02	5,29	0,99
		Saut 4	0,56	-2,40	3,52	1,00
		Saut 5	0,83	-2,99	4,65	1,00
	SJ	Saut 1	0,03	-4,42	4,47	0,99
		Saut 2	0,24	-2,69	3,17	1,00
		Saut 3	0,23	-3,72	4,18	1,00
		Saut 4	0,51	-2,04	3,07	1,00
		Saut 5	-0,26	-3,46	2,94	1,00

TABLE 3.4 – Biais, LOA et r pour la flexion et extension du genou lors de sauts verticaux

			Biais	-1,96 SD	+1,96 SD	r
Sujet 1	CMJ	Saut 1	-0,79	-10,71	9,13	0,99
		Saut 2	-2,35	-7,11	2,42	1,00
		Saut 3	-0,32	-4,46	3,82	1,00
		Saut 4	0,18	-4,20	4,57	1,00
		Saut 5	-0,65	-6,02	4,71	1,00
	SJ	Saut 1	1,35	-2,28	4,99	1,00
		Saut 2	-0,13	-4,42	4,17	1,00
		Saut 3	-0,77	-3,13	1,59	1,00
		Saut 4	-3,46	-12,30	5,38	0,99
		Saut 5	1,09	-2,30	4,47	1,00
Sujet 2	CMJ	Saut1	-0,11	-6,35	6,13	1,00
		Saut 2	-2,72	-6,43	0,99	1,00
		Saut 3	-3,09	-7,02	0,84	1,00
		Saut 4	0,07	-5,79	5,92	1,00
		Saut 5	-1,98	-5,72	1,77	1,00
	SJ	Saut 1	0,78	-3,57	5,13	1,00
		Saut 2	-1,30	-4,85	2,25	1,00
		Saut 3	0,44	-5,34	6,21	1,00
		Saut 4	-1,19	-3,20	0,83	1,00
		Saut 5	-1,64	-6,61	3,33	1,00
Sujet 3	CMJ	Saut1	-11,97	-32,26	8,33	0,94
		Saut 2	0,91	-3,73	5,55	1,00
		Saut 3	-7,17	-11,87	-2,48	1,00
		Saut 4	-6,34	-12,02	-0,67	1,00
		Saut 5	-5,91	-10,25	-1,56	1,00
	SJ	Saut 1	0,87	-1,88	3,61	1,00
		Saut 2	0,07	-1,73	1,86	1,00
		Saut 3	1,94	-6,27	10,15	0,99
		Saut 4	0,07	-3,37	3,52	1,00
		Saut 5	0,35	-1,22	1,91	1,00
Sujet 4	CMJ	Saut1	0,10	-3,07	3,26	1,00
		Saut 2	0,56	-2,16	3,29	1,00
		Saut 3	12,04	-35,24	59,33	0,81
		Saut 4	-0,55	-6,09	4,99	1,00
		Saut 5	0,51	-5,09	6,11	1,00
	SJ	Saut 1	-0,44	-5,52	4,64	1,00
		Saut 2	0,10	-2,17	2,37	1,00
		Saut 3	0,89	-3,55	5,33	1,00
		Saut 4	0,47	-2,78	3,72	1,00
		Saut 5	0,86	-2,76	4,48	1,00
Sujet 5	CMJ	Saut 1	0,32	-2,46	3,10	1,00
		Saut 2	1,53	-2,49	5,55	1,00
		Saut 3	0,74	-3,21	4,70	1,00
		Saut 4	0,67	-1,91	3,26	1,00
		Saut 5	1,31	-2,35	4,97	1,00
	SJ	Saut 1	1,16	-4,31	6,64	0,97
		Saut 2	0,33	-2,07	2,73	1,00
		Saut 3	1,30	-2,26	4,86	0,99
		Saut 4	0,47	-3,20	4,15	1,00
		Saut 5	-0,40	-3,04	2,24	1,00

TABLE 3.5 – Biais, LOA et r pour la flexion et extension de la hanche lors de sauts verticaux

Nous pouvons voir grâce à ces tableaux et figures que les deux systèmes ont permis le calcul d'angles articulaires comparables pour le genou et la hanche. En effet, les biais sont compris entre $-2,78^\circ$ et $2,86^\circ$ pour le genou et entre $-11,97^\circ$ et $12,04^\circ$ pour la hanche. Les coefficients de corrélations sont tous supérieurs à 0,8 et les moyennes sont de $0,99 \pm 0,02$ pour le genou et de $0,99 \pm 0,03$ pour la hanche.

Les instants de saut détectés grâce à la variation du point sur l'axe vertical ont pu être ajoutés sur les courbes de flexion et d'extension. La figure 3.12 résume ces informations pour un saut et pour un sujet.

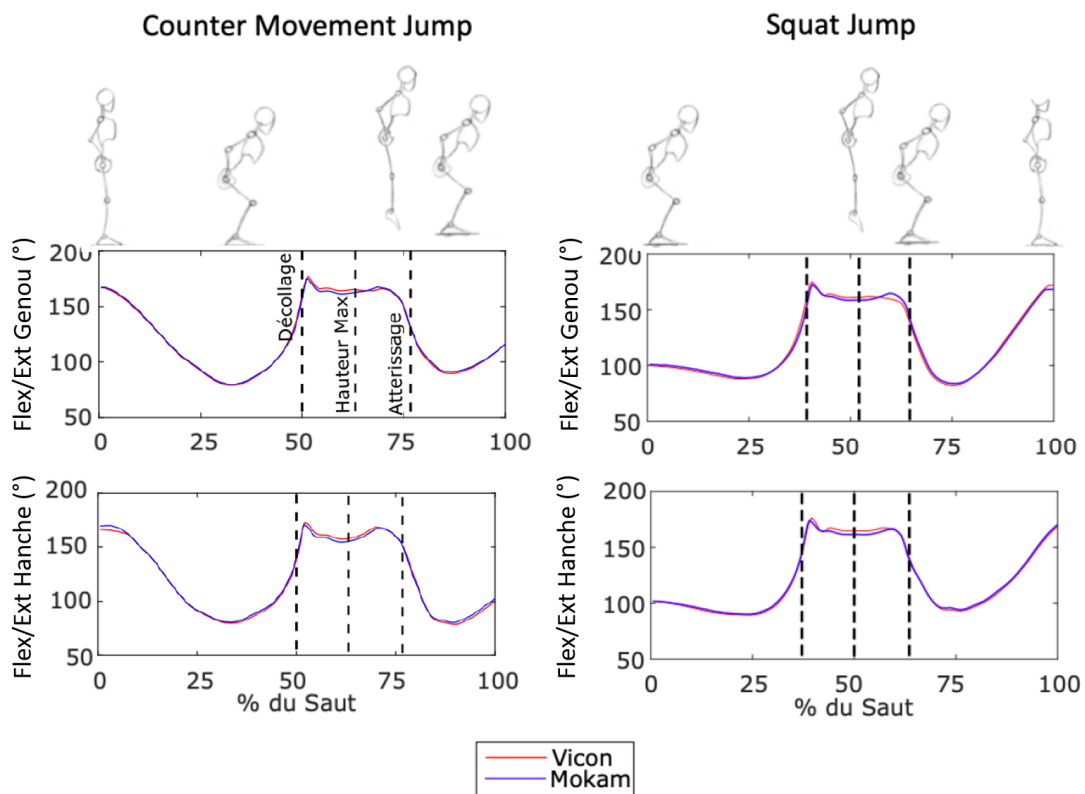


FIGURE 3.12 – Variations de flexion et extension du genou et de la hanche avec marquage des instants du saut pour un sujet lors d'un CMJ et d'un SJ

Discussion et Conclusion

Ici, j'ai donc pu déterminer les angles de flexion et d'extension du genou et de la hanche lors de l'analyse de counter movement jump et de squat jump. Les biais moyens sont de $-0,29^\circ \pm 1,05^\circ$ pour le genou et de $-0,44^\circ \pm 3,10^\circ$ pour la hanche et de plus, les coefficients de corrélation moyens sont supérieurs à 0,99 pour les deux articulations. Les instants de décollage, hauteur max du saut et d'atterrissage ont également pu être détectés automatiquement en se basant sur la variation verticale du marqueur situé sur le cinquième métatarse.

La limite de cette étude est que l'on ne peut analyser le mouvement que d'un côté du corps à la fois avec le Mokam. Une autre limite vient du fait qu'à 3 mètres du Mokam le champ de capture en hauteur est d'environ 2 mètres. Il y aurait donc un risque de sortir du champ si ce test était réalisé par un sujet plus grand ou avec une meilleure détente verticale. Il faudrait donc s'éloigner du Mokam pour avoir une hauteur de champ plus grande, mais il y a un risque de perdre en résolution et donc en précision.

Cette étude montre que la précision trouvée dans le Chapitre 2 est suffisante pour l'analyse de flexion et d'extension de genou et de la hanche lors de sauts verticaux. Ici, le sujet est en mouvement tout comme lors de la marche et la course, mais la différence avec le saut, c'est qu'il a une trajectoire de translation verticale. Le sujet bouge verticalement dans le plan du Mokam.

La perspective de cette étude serait de réaliser un protocole simple utilisable en milieu clinique ou sportif permettant de quantifier la puissance des membres inférieurs grâce à n'importe quel système de capture du mouvement capable de capter des repères anatomiques. En calculant la différence entre le décollage et la hauteur max du saut, il est possible d'obtenir la hauteur du saut. Cette variable avec le poids du sujet permet de calculer la puissance des membres inférieurs [7]. De plus, l'analyse cinématique serait un moyen de contrôler la bonne réalisation du saut comme par exemple pour la position de départ du squat jump qui doit être faite avec une flexion de genou à 90°.

En conclusion, les sauts verticaux sont des applications parfaitement réalisables avec le Mokam. Il est possible de déterminer les angles de flexion et d'extension, mais également de détecter les instants des sauts.

Dans la suite de cette section, je vais vous présenter le travail réalisé sur l'analyse de la marche dans le plan sagittal sur tapis de course.

3.3.2 Analyse de la marche dans le plan sagittal sur tapis de course

Contexte

La marche est une activité cyclique essentielle à l'autonomie chez l'humain. Lors de la marche normale, le système musculaire se contracte alternativement, de manière cyclique, et varie en fonction de la phase du cycle de marche (Figure 3.13). En effet, deux grandes phases composent un cycle de marche : la phase d'appui (PA) et la phase d'oscillation (PO).

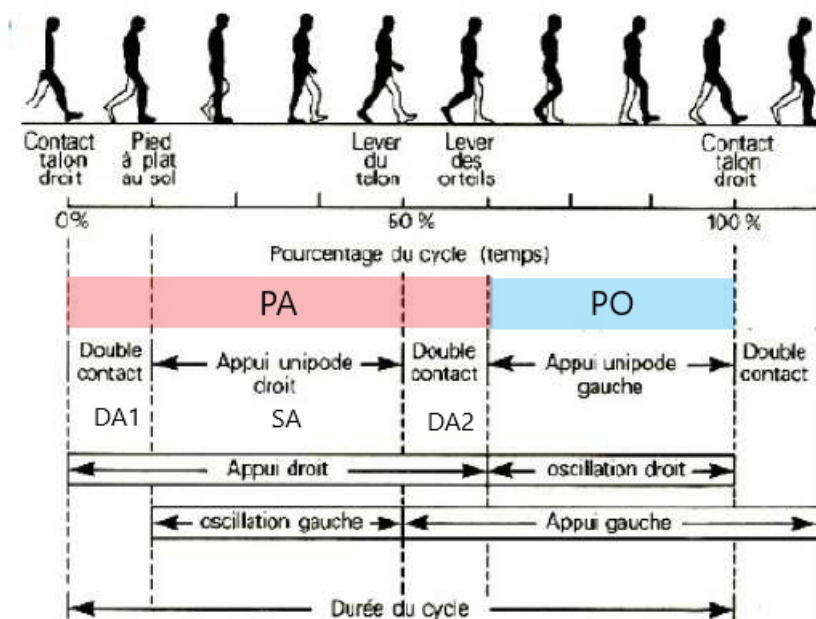


FIGURE 3.13 – Décomposition du cycle de la marche d'un sujet sain [98]

La première phase, la PA, correspond au moment où le pied est en contact avec le sol, elle représente environ 60% du cycle de marche (Perry 1992). Elle commence au moment où le pied touche le sol (attaque du talon) et se termine lorsque le pied n'est plus en contact avec le sol (levé des orteils). Cette première phase est divisible en trois sous-phases que l'on nomme le premier double appui (DA1), le simple appui (SA) et le deuxième double appui (DA2).

La seconde phase, la PO, commence lorsque le pied n'est plus en contact avec le sol et se termine à la pose du pied sur le sol, elle représente environ 40% du cycle de marche [77] (Figure 3.13). De nombreux auteurs se sont déjà intéressés à la marche normale, et ont donc établi des patterns cinématiques de référence [77] [100].

Analyser avec précision cette activité a donc une grande importance dans le domaine de l'analyse du mouvement. Ici, je vais m'intéresser à la cinématique du genou et à la

détection des instants de la marche que sont l'attaque du talon et le levé des orteils. Cet exercice de marche sera réalisé sur tapis de course. L'utilisation d'un tapis de course permet au sujet de réaliser un grand nombre de cycles de marches tout en restant dans le champ de capture de nos deux systèmes. Mais attention la marche sur tapis de course induit de légères différences dans la répartition de PA et PO par rapport à la marche sur sol. En effet, la PA est diminuée de 7% et la PO augmente de 5% [91].

Matériels et Méthodes

Protocole

Cinq sujets (3 hommes et 2 femmes) âgés de 26 ± 4 ans (Table 3.6) ont réalisé un exercice de marche à 4km/h sur un tapis de course pendant 10 secondes par vitesse [63] [88]. La vitesse de 4km/h a été choisie, car elle représente une vitesse de marche normale pour la moyenne d'âge des sujets (entre 20 et 30 ans) [15]. Les sujets étaient équipés de quatre gommettes colorées carrées de 30 mm avec en leur centre un marqueur passif Vicon de 7 mm (Figure 3.14).

	Sexe	Âge	Poids (kg)	Taille (cm)
Sujet 1	M	33	76,8	169
Sujet 2	M	29	64,6	175
Sujet 3	M	25	44	167
Sujet 4	F	24	58,8	172,5
Sujet 5	F	24	50	163,5

TABLE 3.6 – Profil des sujets recrutés pour l'analyse de marche sur tapis

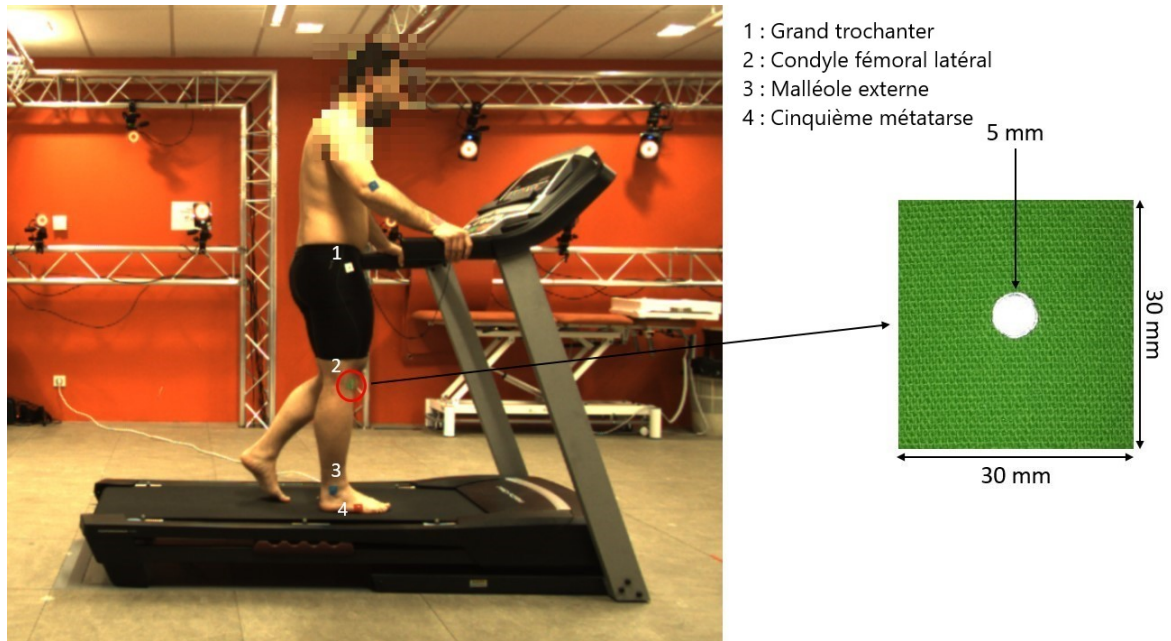


FIGURE 3.14 – Placement des marqueurs sur le grand trochanter, le condyle fémoral latéral, la malléole externe et le cinquième métatarse [44]

Pour enregistrer ces mouvements, un système de caméra Vicon 37 (100 Hz) et un Mokam (100 Hz) ont été utilisés [41] [44]. Les enregistrements ont été effectués simultanément.

Intéressons-nous aux cinq premiers cycles de marche consécutifs. En plus des coordonnées 3D des points de la malléole externe, du condyle fémoral latéral et du grand trochanter, les instants de la marche ont été repérés à l'aide des variations verticales (z) du point de la malléole et des variations horizontales (y) du point du cinquième métatarse sur les vidéos de chaque système (Figure 3.15).

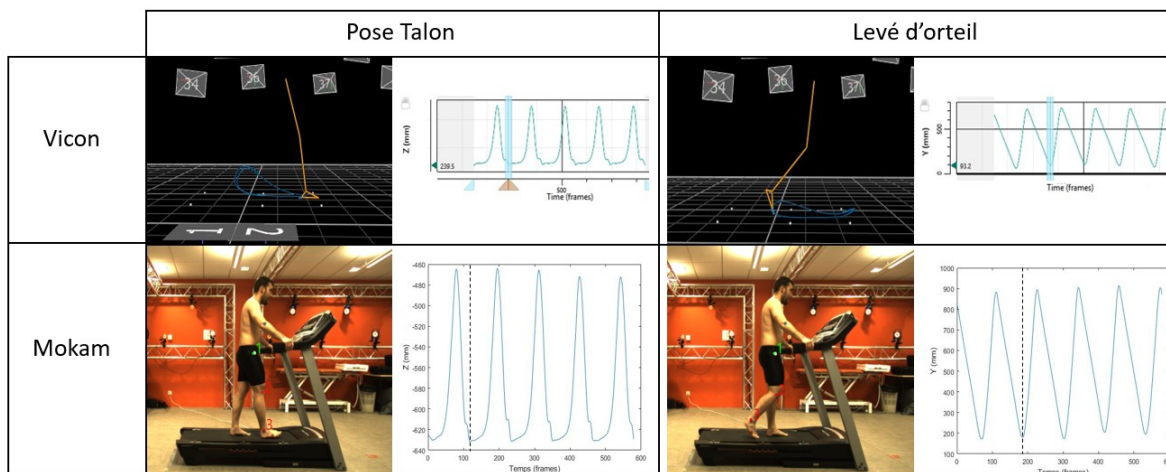


FIGURE 3.15 – Détection des instants de pose talon et de levé d'orteil pour les deux systèmes en utilisant les variations en y et z de la malléole externe

Calcul des paramètres

Ces instants repérés, les poses talon et levés des orteils, ont donc permis de délimiter les cinq cycles de marche pour les cinq sujets. Ces cycles ont ensuite été traités individuellement pour le calcul de l'angle de flexion et d'extension du genou par projection orthogonale. Ils ont dans un second temps été normalisés de 0 à 100 % du cycle de marche grâce à une interpolation des données par spline cubique. Une courbe représentative des cinq cycles de marche mesurés par système et par sujet a pour finir été utilisée afin de comparer les deux systèmes entre eux. Les événements marqués dans les logiciels ont été ramenés également en pourcentage afin de délimiter la phase d'appui de la phase d'oscillation par sujet et par système.

Analyse Statistique

La comparaison entre les deux systèmes a été réalisée grâce à une analyse Bland Altman et un coefficient de corrélation.

Résultats

La Figure 3.16 représente les résultats de l'analyse Bland Altman et du coefficient de corrélation pour la comparaison du cycle moyen pour le Vicon et le Mokam. Ces résultats sont résumés dans la Table 3.7. Nous pouvons voir que les biais sont compris entre $1,26^\circ$ et $-0,07^\circ$ et que les coefficients de corrélation sont compris entre 0,67 et 0,99. Nous pouvons également voir que pour le sujet 1, les LOA sont comprises entre -24,55 mm et 27,08 mm. Ceci est dû au fait que j'ai utilisé un cycle moyen calculé à partir des cinq cycles enregistrés par chacun des systèmes, et qu'une erreur dans l'un de ces cycles a de l'influence sur le résultat final. Néanmoins, pour les autres sujets, ces deux résultats permettent donc d'affirmer que les deux systèmes ont donc enregistré les mêmes angles articulaires de flexion et d'extension de genou.

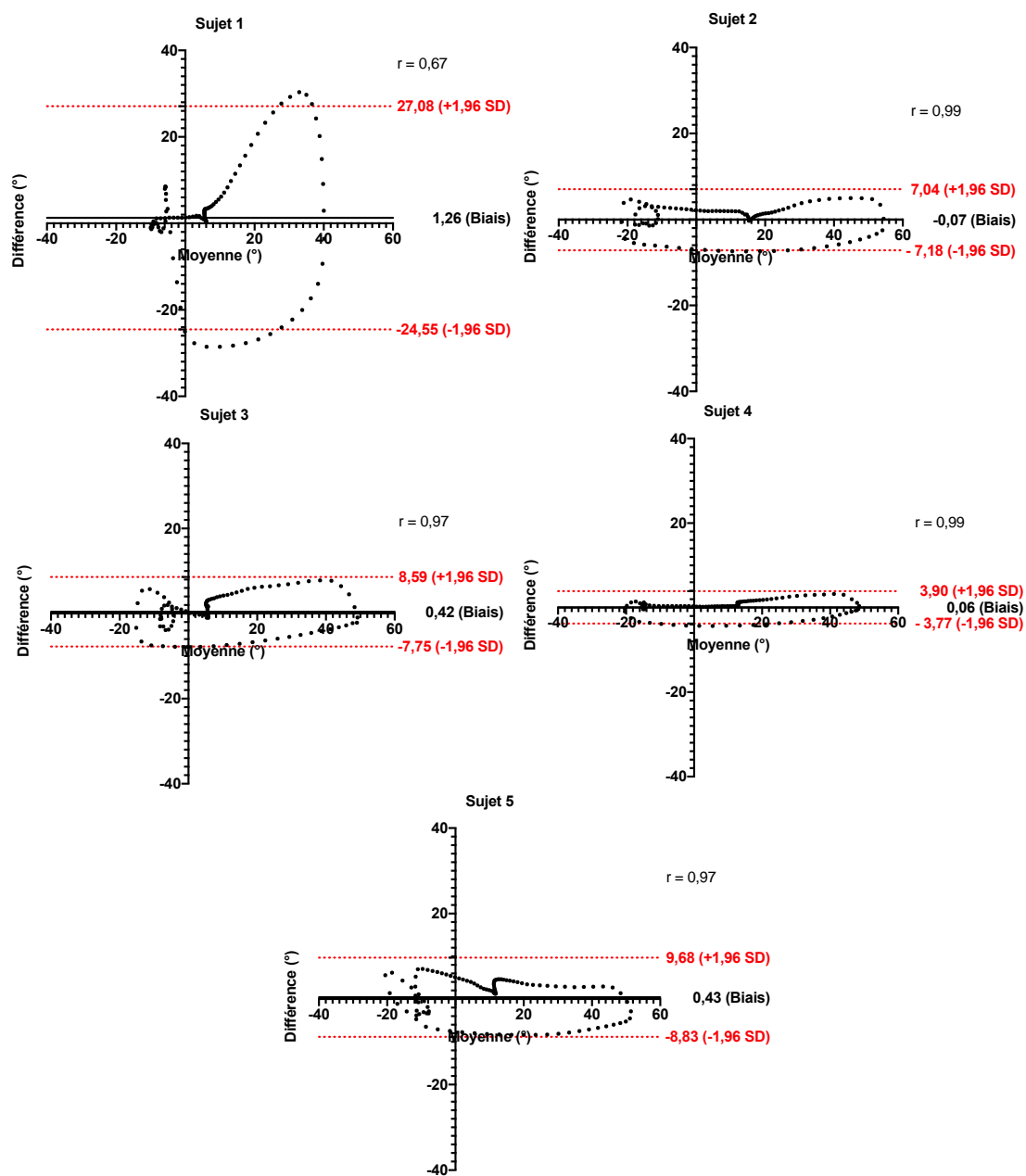


FIGURE 3.16 – Comparaison de l'angle de flexion et d'extension de genou entre le Vicon et le Mokam par une analyse de Bland Altman pour chacun des sujets

	Biais	-1,96 SD	+1,96 SD	r
Sujet 1	1,26	-24,55	27,08	0,67
Sujet 2	-0,07	-7,18	7,04	0,99*
Sujet 3	0,42	-7,75	8,59	0,97*
Sujet 4	0,06	-3,77	3,90	0,99*
Sujet 5	0,43	-8,83	-9,68	0,97*

* corrélation significative à 0,01

TABLE 3.7 – Biais, LOA et r pour l'analyse Bland Altman entre le Mokam et le Vicon pour la marche sur tapis

La Figure 3.17 nous montre le cycle représentatif de chaque sujet pour chaque système avec la délimitation de la phase d'appui et de la phase d'oscillation. Comme montré par Stolze et al en 1997 [91], la PA est légèrement réduite par rapport à la valeur théorique de 60% pour la marche sur sol. Ici, nous pouvons voir que cette valeur varie en fonction des sujets et des systèmes, en effet, les délimitations ne sont pas bien superposées et nous pouvons voir que pour le sujet 5, la PO débute à 60% alors que pour les autres sujets elle début aux alentours des 55%. Ceci est dû au fait que nous avons tous un schéma de marche différent et que la valeur théorique est une moyenne faite sur une large population. Mais aussi du fait que dans ce cas précis, les instants ont été repérés sur les vidéos de chaque système à l'aide de la variation sur l'axe vertical du marqueur du cinquième métatarse. Des erreurs dues à cette méthode peuvent donc apparaître.

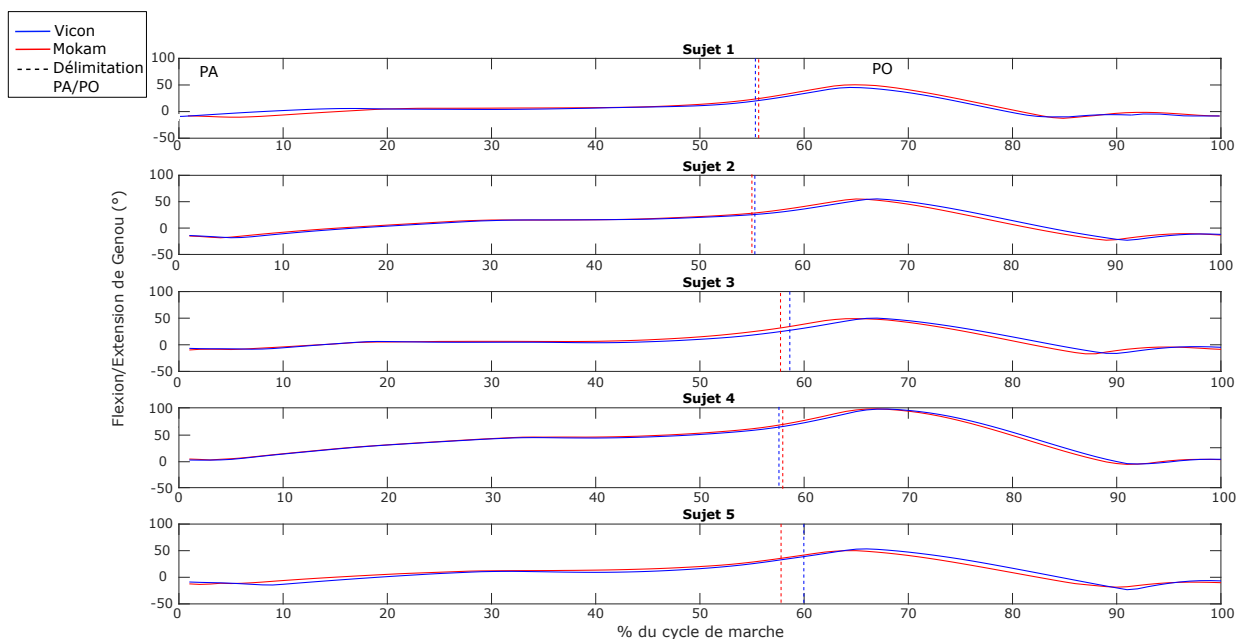


FIGURE 3.17 – Cycle de marche moyen normalisé par sujet avec la délimitation de la PA et de la PO

Discussion et Conclusion

Cette étude m'a permis de mettre en évidence l'adéquation du Mokam avec le calcul des angles de flexion et d'extension du genou. Le Mokam démontre également ses capacités dans la détection des instants de la marche grâce aux variations en y et z des points trackés pour en déterminer les PA et PO. En ce qui concerne les biais, le calcul d'angle de flexion et d'extension montre un delta compris entre $-0,07^\circ$ et $1,26^\circ$ avec une moyenne de $0,42^\circ \pm 0,52^\circ$. Les coefficients de corrélation sont compris entre 0,67 et 0,99 avec une moyenne de $0,92 \pm 0,14$.

Une des limites de cette étude vient de l'emploi de la normalisation des données par spline cubique, cette méthode de normalisation peut légèrement modifier les signaux et donc influencer sur la précision. Une autre limite vient du choix de la marche sur tapis de course. Elle a été choisie par rapport à la largeur de champ du Mokam. Contrairement au Vicon, il n'est pas possible avec le Mokam d'élargir le champ de capture. Le fait de marcher sur tapis permet au sujet de rester dans le champ de capture du système et donc de réaliser des tests plus longs adaptés au temps de collecte des données nécessaires à l'analyse. La longueur de pas moyen pour un homme est de 0,76 mètre et de 0,67 mètre pour la femme [43]. Un cycle de marche moyen a donc une distance de 1,5 mètre. Pour obtenir cinq cycles de marche sans tapis de course, il aurait donc fallu une longueur de champ de 7,5 mètres. Enfin, il n'est pas possible en utilisant le plan sagittal d'analyser le mouvement des deux jambes en simultanée. Il n'est donc pas possible de comparer les deux jambes d'un sujet.

Comme vu dans le Chapitre 2, la précision du Mokam est suffisante pour l'analyse cinématique lors de la marche. La plus-value de cette application vient de la détection des instants d'attaque du talon et de levé d'orteil. Ces informations permettent de déterminer les longueurs de pas, de cycle de marche et donc de cadence de marche.

En perspective, il serait intéressant de réaliser ce même test sur le sol. En effet, le tapis de course n'est pas facilement utilisable chez des sujets pathologiques. Ces derniers démontrant une cadence de pas inférieure à un sujet asymptomatique, une moins longue distance est nécessaire pour capter plusieurs cycles de marche [77]. Une autre perspective de cette étude serait de réaliser ce même protocole en s'intéressant à la flexion et à l'extension de cheville et de hanche qui sont des articulations analysées lors d'AQM, mais le marqueur de 30 millimètres de côté mériterait une analyse en amont pour déterminer si il est possible de le réduire en taille ou non. Sa taille pourrait être un problème pour son placement sur l'avant pied.

Pour conclure, je peux dire que, pour ce cas d'application, la solution Mokam démontre son efficacité et sa précision sur la marche dans le plan sagittal. J'ai pu ici analyser les angles de flexion et d'extension de genou, mais également de détecter les instants de la marche. À ce stade, je vais maintenant présenter le dernier cas d'application de ce chapitre. J'ai en effet souhaité prolongé mon étude sur la marche, mais cette fois-ci dans le plan frontal pour la réalisation d'un test clinique de marche.

3.3.3 Test de Marche de 4 mètres dans le plan frontal

Contexte

Les troubles de la marche restent un domaine difficile dans le domaine médical. Ces troubles sont présents dans de nombreuses pathologies neurologiques. De nos jours, pour quantifier ces troubles, les cliniciens se basent sur des échelles cliniques qui font appel à leur propre analyse visuelle, c'est donc une approche qualitative [19]. Nous pourrions également utiliser l'analyse du mouvement en nous basant sur la technologie opto-électronique, mais elle est coûteuse et encombrante. Tous les centres hospitaliers ne sont pas équipés, ni en espace ni en expertise. En effet, une analyse réalisée par capture du mouvement peut prendre beaucoup de temps aussi bien pour l'analyse en elle-même que pour le traitement des données pour en sortir des résultats pertinents utiles au clinicien. Aussi, une alternative serait d'utiliser le Mokam, solution low cost et facilement transportable. De plus, pour simplifier l'analyse, un seul marqueur pourrait être utilisé pour quantifier la vitesse du sujet, la variation latérale, la variation verticale et la longueur de pas [18] [55].

Cette étude vise donc à :

- 1 : vérifier les études de Chan et al. [18] et de Latorre et al. [55] qui montrent que lors de la marche, la trajectoire verticale d'un marqueur placé sur le sternum permet de déterminer les longueurs de pas .
- 2 : comparer les performances du Mokam par rapport au Vicon pour l'évaluation de la marche en utilisant un seul marqueur.

L'objectif sera de valider cette méthodologie pour l'analyse des troubles de la marche avec un système low cost pour ensuite le mettre en place sur des patients atteints neurologiquement. En effet, chaque pathologie neurologique peut être associée à des troubles moteurs et ont donc des patterns de marche bien distincts [19]. Cette méthodologie pourrait être utilisée pour un suivi en rééducation ou encore pour quantifier des anomalies de la marche.

Matériels et Méthodes

Protocole

Seize sujets asymptomatiques (4 hommes et 12 femmes) âgés de 21 ± 2 ans (Table 3.8) ont été recrutés parmi les étudiants de l'Université de Technologie de Compiègne dans le cadre d'une séance de Travaux Pratiques sur les techniques de capture du mouvement.

	Sexe	Âge	Poids (kg)	Taille (m)
Sujet 1	F	20	55,3	162
Sujet 2	F	21	58,3	167,5
Sujet 3	F	20	59,6	167,2
Sujet 4	F	20	52,1	168
Sujet 5	M	20	72,7	182,5
Sujet 6	F	19	56	164
Sujet 7	M	23	74,2	174
Sujet 8	F	20	52	162
Sujet 9	F	20	68	180,5
Sujet 10	M	23	73,7	175
Sujet 11	F	21	63,1	166
Sujet 12	F	20	58	165
Sujet 13	F	21	58,6	168
Sujet 14	F	23	55	155
Sujet 15	F	20	47,4	155,5
Sujet 16	M	25	87	180

TABLE 3.8 – Profil des sujets recrutés pour le test de marche dans le plan frontal

Chaque sujet a réalisé un test de marche de 4 mètres. Cette distance a été déterminée en prenant en compte les données constructeur du Mokam ainsi que les analyses de précision du Chapitre 1. Cette distance a déjà été utilisée dans différentes études [71] [97]. Le Mokam a été placé face au chemin de marche à 2,7 mètres de la ligne de fin d'enregistrement (Figure 3.18). Comme le montre la Figure 3.18, le chemin de marche était constitué d'un mètre d'accélération, quatre mètres d'enregistrement et un mètre de décélération. L'accélération et la décélération n'ont pas été enregistrées. Le système Vicon a, quant à lui été disposé tout autour du chemin de marche. Chaque sujet a réalisé un passage avec comme consigne de marcher à leur vitesse de confort depuis le départ jusqu'à l'arrivée. Chaque sujet a été équipé, sur le sternum, d'une gommette colorée carrée de 50 mm de côté avec un marqueur photoréfléchissant sphérique de 14 mm collé dans son coin haut gauche (Figure 3.18). Le placement sur le sternum a été choisi car c'est un repère anatomique simple à identifier et que cette zone du tronc est rarement cachée, par le bras par exemple, lors de la marche. Le marqueur photoréfléchissant a été placé en dehors de la gommette colorée, car il perturbait le tracking du Mokam qui ne détectait pas la gommette sur la ligne de départ du chemin de marche.

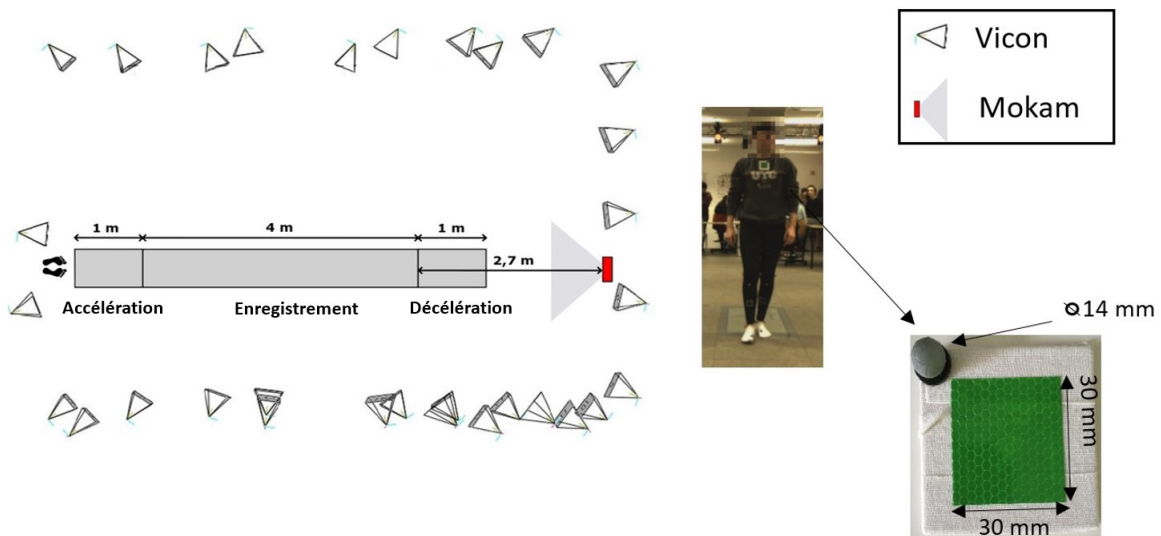


FIGURE 3.18 – Disposition du chemin de marche et des caméras pour le test de marche de 4 mètres dans le plan frontal

Détermination de la longueur de cycle de marche

Pour cette analyse préliminaire, et uniquement, les données obtenues par le système Vicon ont été utilisées. Afin de déterminer les longueurs (en millimètre) de cycle de marche de référence (Pas Droit 2 - Pas Droit 1), les instants d'attaque du talon ont été marqués lors de la labélisation des marqueurs sur le logiciel Nexus (v2.8) (Méthode Référence). Ces longueurs de cycle de référence ont été comparées aux longueurs de cycle calculées à l'aide des instants détectés sur la courbe de variation verticale du marqueur par la fonction « findpeaks » de Matlab (R2017b) (Méthode Test). En effet, la courbe de variation verticale lors de la marche est une sinusoïde et les pics inférieurs semblent correspondre à l'instant de pose du talon. Le pourcentage d'erreur moyen entre les deux méthodes a été calculé et ce résultat a été conforté avec une analyse Bland Altman complétée du calcul du coefficient de corrélation.

Test de marche

À partir des coordonnées 3D des marqueurs suivie simultanément par les deux systèmes, j'ai pu calculer la vitesse moyenne du point, la variation latérale et verticale par rapport à la position initiale. Pour estimer la longueur du pas et la longueur du cycle, j'ai utilisé la fonction « findpeaks » de Matlab (R2017b) pour détecter les valeurs minimales verticales de la trajectoire sinusoïdale du sternum. Enfin, une analyse de Bland Altman et un coefficient de corrélation ont été utilisés pour comparer les résultats des deux systèmes.

Preuve de faisabilité

En perspective, cette méthodologie a été réalisée sur un sujet atteint de la maladie de Parkinson. Ce sujet est une femme de 57 ans diagnostiquée Parkinson en 2017. Le test a été réalisé en condition écologique, c'est-à-dire à son domicile, uniquement avec le Mokam (Figure 3.19). Le traitement des données est identique à celui appliqué aux sujets asymptomatiques. En plus de ce traitement, j'ai ici marqué la latéralité du premier pas enregistré, afin de pouvoir identifier les pas droits et gauches lors du test. Les paramètres mesurés ont ensuite été intégrés et comparés avec la valeur moyenne des seize sujets sains enregistrés sous forme de graphique radar.



FIGURE 3.19 – Analyse de la marche d'un sujet Parkinsonien en milieu écologique en utilisant un unique marqueur

Résultats

Détermination de la longueur de pas

La table 3.9 résume les longueurs de cycle moyen pour les deux méthodes avec les erreurs de mesures moyennes en millimètre et pourcentage. Nous pouvons voir que le pourcentage d'erreur de mesure moyen est de $1,21\% \pm 1,36$ entre les deux méthodes.

	Méthode Référence	Méthode Test
Longueur de cycle Moyen (mm)	1358,2	1363,3
	Moyenne	Ecart Type
Erreur de mesure (mm)	16,2	17,7
Erreur de mesure (%)	1,2	1,4

TABLE 3.9 – Longueur de cycle moyen pour les deux méthodes et erreur de mesure en mm et pourcentage entre les deux méthodes

Pour conforter ce premier résultat, la Figure 3.20 représente le résultat de l'analyse Bland Altman. Nous pouvons y voir que le biais est de $-5,11$ mm et que les LOA vont de $-51,25$ mm à $41,03$ mm avec un coefficient de corrélation de $0,97$ significatif à $0,01$.

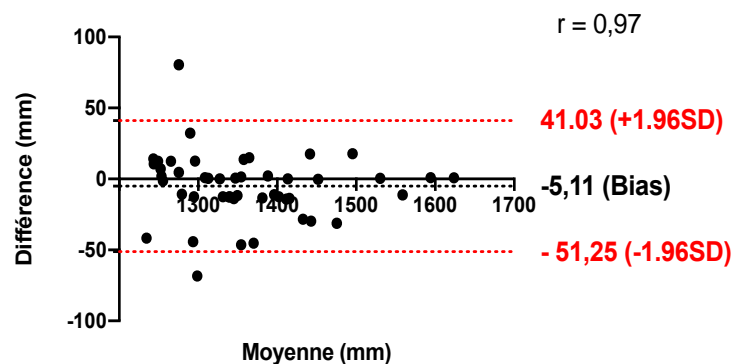


FIGURE 3.20 – Résultats du test de Bland Altman avec le biais, les LOA et r entre les deux méthodes de détermination de longueur de cycle de marche pour tous les pas enregistrés chez les seize sujets

La détermination de longueur de pas et de cycle de marche est donc possible en utilisant la variation verticale du sternum lors d'un exercice de marche, ce qui confirme les études de Chan et al, et de Latorre et al [18] [55].

Test de marche

La Figure 3.21 et la Table 3.10 résument les résultats de l'analyse Bland Altman. Nous pouvons voir que les biais sont compris entre 1,18 mm et -11,11 mm pour les variations latérales et verticales, et les longueurs de pas et de cycle. Pour la vitesse moyenne, il est de -0,01 m/s. Les coefficients de corrélations sont compris entre 0,75 et 0,92 et sont tous significatifs.

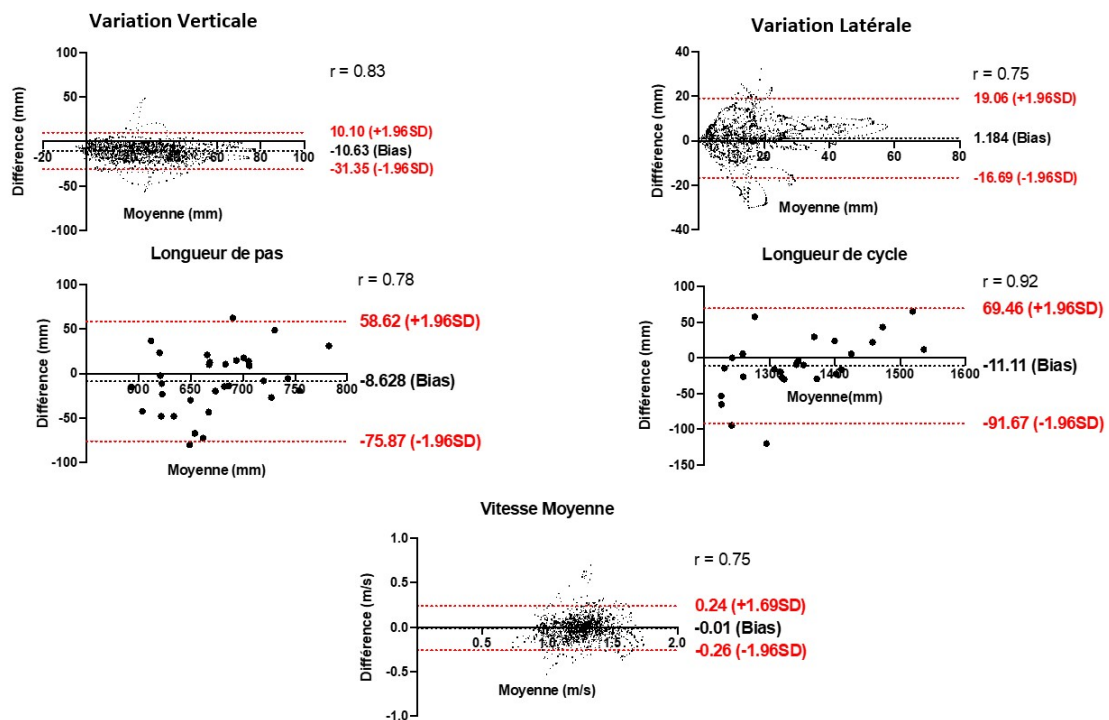


FIGURE 3.21 – Analyse Bland Altman pour la variation verticale, la variation latérale, la longueur de pas, la longueur de cycle et la vitesse moyenne pour tous les sujets

	Biais	LOA	r
Variation Verticale (mm)	1,18	-16,69; 19,06	0,75*
Variation Latérale (mm)	-10,63	-31,35; 10,10	0,83*
Longueur de Cycle (mm)	-11,11	-91,67; 69,46	0,92*
Longueur de Pas (mm)	-8,63	-75,87; 58,62	0,78*
Vitesse Moyenne (m/s)	-0,02	-0,07; 0,03	0,98*

* corrélation significative à 0,01

TABLE 3.10 – Résultats du test de Bland Altman avec le biais, LOA et r entre le Mokam et le Vicon pour l'estimation de paramètres de marche

La longueur de pas moyen mesuré est de 667,98 mm pour le Mokam et de 676,6 mm pour le Vicon. Ce qui représente un pourcentage d'erreur moyen pour tous les sujets

4,18% entre les deux systèmes.

La Figure 3.22 montre le résultat des paramètres calculés pour la marche du sujet parkinsonien comparé à ceux de la moyenne de sujets asymptotiques. Ces informations sont résumées dans la Table 3.11.

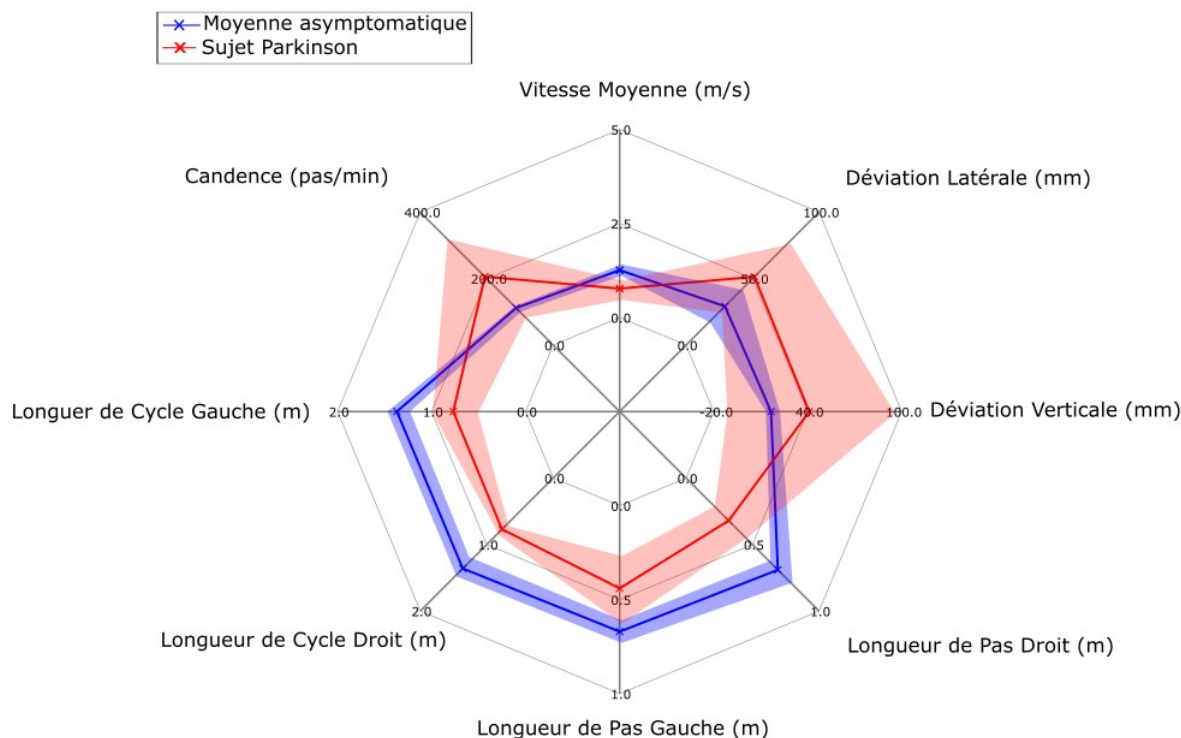


FIGURE 3.22 – Exemple de graphique radar pour la comparaison des paramètres de marche d'un sujet pathologique comparé à une norme asymptotique avec écart-type

	Moyenne Asymptotique	Parkinson	Différence (%)
Vitesse Moyenne (m/s)	1,26 ± 0,15	0,77 ± 0,26	-38,80
Variation Latérale (mm)	29,13 ± 12,32	51,38 ± 25,85	+43,40
Variation Verticale (mm)	16,65 ± 4,50	40,97 ± 53,50	+59,36
Longueur de Pas Droit (m)	0,69 ± 0,07	0,32 ± 0,12	-53,62
Longueur de Pas Gauche (m)	0,67 ± 0,06	0,44 ± 0,18	-34,33
Longueur de Cycle Droit (m)	1,36 ± 0,12	0,77 ± 0,07	-43,38
Longueur de Cycle Gauche (m)	1,37 ± 0,12	0,77 ± 0,24	-43,79
Cadence (pas/min)	111,96 ± 6,72	205,76 ± 11,08	+45,56

TABLE 3.11 – Valeurs des différents paramètres mesurés pour la moyenne asymptotique et le sujet Parkinson

Nous pouvons voir que le sujet parkinsonien a une vitesse de marche moyenne réduite, avec des variations latérales et verticales augmentées par rapport à la norme. Au niveau des longueurs de pas et de cycles, le sujet pathologique a des résultats inférieurs et donc une cadence plus élevée.

Discussion et Conclusion

Dans un premier temps, j'ai vérifié les études de Chan et al [18] et de Latorre et al [55] qui visaient à montrer que les variations verticales du point placé sur le sternum permet de détecter les instants de pose du talon. J'ai donc réalisé ce test en utilisant les données du système Vicon en comparant la méthode qui consiste à détecter les instants via la pose du talon par rapport à la méthode qui utilise la variation verticale du point du sternum. Les résultats montrent une différence de 1,21% entre les deux méthodes. J'ai donc pu utiliser la détection des pas via la variation verticale du point pour la suite de mon étude. L'objectif de cette application était donc de déterminer les paramètres de la marche en utilisant un unique marqueur placé sur le sternum lors d'un test de marche dans le plan frontal. Les résultats ont montré des similarités entre le Mokam et le Vicon pour la détermination des variations latérales et verticales, les longueurs de pas et de cycle, et la vitesse moyenne. Les biais sont compris entre -11,11 mm et 1,18 mm pour les variations, la longueur de pas et la longueur de cycle. Pour la vitesse moyenne, il est de -0,02°. Les coefficients de corrélation sont compris entre 0,75 et 0,98 et sont tous significatifs à 0,01.

La limite de cette étude vient du nombre de sujets. La palette prévue initialement était de 48 dans l'objectif d'alimenter une base de données de sujets sains pour ensuite la comparer à des sujets pathologiques. Malheureusement, les conditions sanitaires liées à la Covid-19 a mis en suspens ce projet.

Cette étude a été réalisée, grâce aux résultats de la précision en statique dans le Chapitre 1. À cet effet, il a été montré que la précision du Mokam était homogène dans le volume de mesure et qu'il était donc possible d'enregistrer une cible précisément à 4 mètres au maximum des caméras. Le réaliser au-delà ne permettant pas d'assurer l'exactitude des données collectées.

Cette étude montre que le Mokam offre la possibilité de quantifier les paramètres de la marche basés sur la trajectoire 3D d'un unique marqueur. Pour étoffer cette première étude, il serait intéressant de tester la même méthodologie sur une base de données de sujets atteints neurologiquement afin de proposer une méthode graphique sous forme de

radar pouvant confronter les données par rapport à une base de sujets asymptomatiques et ainsi poursuivre la démonstration de faisabilité quant au cas du sujet parkinsonien. Les informations de la marche du sujet parkinsonien correspondent aux caractéristiques de marche décrites dans la littérature [19] [24]. La vitesse moyenne et la longueur de pas sont réduites, alors que les variations latérales et verticales ainsi que la cadence augmentent.

Pour conclure, le test de marche peut être réalisé sur une distance réduite à 4 mètres et être analysé grâce à la MoCap en utilisant un unique marqueur destiné à quantifier la longueur de pas et donc de cycle, la vitesse moyenne de déplacement et les variations verticales et latérales du sujet. Cette étude pourrait être étoffée en augmentant le nombre de sujets asymptomatiques et ainsi obtenir une base de données significative, matière première essentielle, pour ensuite réaliser le test sur des sujets pathologiques. Cette méthodologie pourrait ensuite être utilisée en routine clinique pour le suivi de patients en rééducation, le diagnostic de troubles de la marche liés à une atteinte neurologique, ou encore l'évaluation fonctionnelle de patients.

Bilan sur les applications de gestes

Ce paragraphe s'est basé sur des exemples d'application de geste réalisables en fonction des capacités du Mokam. J'ai commencé par analyser deux sauts verticaux, le CMJ et le SJ, pour l'analyse cinématique du genou et de la hanche, et pour la détection des instants de décollage, de hauteur maximale du saut et d'atterrissage. Je me suis ensuite intéressé à la marche dans le plan sagittal sur tapis de course pour l'analyse de la cinématique du genou. Les événements de la marche ont pu être marqués afin de repérer les phases d'appui et les phases d'oscillation du cycle de marche. Ces paramètres font partie des informations utilisées pour la détermination des paramètres spatio-temporels, comme la longueur de pas, de cycle de marche ou la durée des phases du cycle de marche, lors d'analyses quantifiées de la marche. Et pour finir, j'ai pris l'exemple du test de marche de 10 mètres, qui est très utilisé dans le milieu clinique pour analyser de manière quantitative la marche de sujets symptomatiques. Ce test a été adapté en réduisant la longueur de marche à 4 mètres. La seconde spécificité de cette étude vient du fait que j'ai utilisé la trajectoire d'un unique marqueur pour déterminer la variation latérale, la variation verticale, la longueur de pas, la longueur de cycle de marche et la vitesse moyenne.

Passons maintenant à la synthèse générale de ce dernier chapitre.

Synthèse générale du Chapitre 3

Grâce aux informations de capacité du Mokam recueillies dans le Chapitre 2, j'ai pu définir différents exemples d'application de capture du mouvement destinés aux domaines de l'entraînement sportif et de la rééducation.

En reprenant le cheminement du Chapitre 2, je me suis premièrement intéressé au gainage et au demi-squat qui sont des applications de posture. Dans chacun de ces exemples, la position du corps lors de la réalisation de ces exercices est très importante pour obtenir le bon niveau d'efficacité et de facto la bonne performance tout en évitant les blessures. Nous avons pu voir que pour ces deux mouvements, les angles articulaires mesurés étaient similaires entre les deux systèmes et les différences de position ont pu être identifiées grâce aux différences d'angle articulaires entre une bonne et une mauvaise posture. C'est à ce stade que l'utilisation du Mokam apporte tout son sens. Chaque mouvement pouvant être parfaitement enregistré et décortiqué en présence du sportif.

Ensuite, je me suis intéressé à des applications de geste. J'ai commencé par reprendre les tests de sauts verticaux et de marche sur tapis. Ici, je ne me suis pas uniquement intéressé à la vitesse d'un point ou à la cinématique du genou. Pour les sauts verticaux, j'ai analysé la cinématique du genou et de la hanche, mais aussi la détection des instants du saut que sont le décollage, la hauteur maximum et l'atterrissage.

Pour la marche, une analyse cinématique de l'angle du genou a été réalisée sur cinq cycles de marche consécutifs. J'ai également pu détecter les instants de la marche, l'attaque du talon et le levé des orteils, afin de repérer la phase d'appui et la phase d'oscillation des différents cycles de marche. Nous avons vu dans le Chapitre 2 la capacité du Mokam à capter et tracker la trajectoire de points pour l'analyse de l'angle articulaire de genou. La valeur ajoutée ici vient du marquage des événements de la marche qui sont utilisés pour le calcul des paramètres spatio-temporels lors d'une AQM par exemple. Sur le terrain, les évolutions de nos sports modernes requièrent une attention particulière quant aux gestes et postures adoptées par les pratiquants. En les faisant travailler sur la base des informations collectées, l'intégration de ces dernières permettra de monter en performance, mais aussi et surtout mieux comprendre comment éviter les blessures, et mieux les contourner.

Enfin, la dernière application que j'ai choisie est le test de marche de 4 mètres. Ce test étant réalisé uniquement à l'aide d'un chronomètre et de l'œil du praticien, c'est-à-dire de manière qualitative, l'apport d'une analyse réalisée par capture du mouvement a donc un réel intérêt pour amener une solution quantitative de détermination de la vitesse moyenne de marche, des variations verticales et latérales, la longueur de pas et de

cycle de marche, et pour finir la cadence de pas. Pour contrer les limites de coût, d'encombrement et de la nécessité d'expertise que représente l'emploi de ces technologies, une analyse avec un système low cost et un unique marqueur a donc été réalisée. La distance de 10 mètres étant trop élevée pour la capacité de capture du Mokam, celle-ci a été réduite à 4 mètres. Cette analyse a été réalisée sur 16 sujets asymptomatiques et testée sur un sujet Parkinson. Les résultats ont montré des analyses similaires entre les deux systèmes. Cette méthode a également permis de déterminer les paramètres de la marche d'un sujet Parkinson. Elle pourra être testée sur un plus large panel de patients Parkinson puis sur d'autres types d'atteintes neurologiques comme l'ataxie cérébelleuse par exemple, qui se caractérise par une démarche ébrieuse [13] [32].

CONCLUSION GÉNÉRALE

De la contribution du travail de recherche

Dans ce travail de thèse, il a été constaté que de nombreux systèmes de capture du mouvement basés sur différentes technologies étaient, en 2021, disponibles sur le marché. Qu'ils soient optiques, inertiels, magnétiques ou encore mécaniques, ces systèmes arrivent sur le marché avec une réelle absence d'information quant à leur précision et leurs capacités. N'ayant pas de référence en matière de standard et de normalisation, le niveau de précision est imparfait, voire inapplicable. Le process d'acquisition de ces matériels, au-delà du coût élevé, revêt de nombreux questionnements et plus précisément sur les champs possibles d'application. Ne pouvant se référer à des comparatifs complets et rigoureux, les praticiens sont confrontés à toutes sortes de problématiques, dont l'élément central est la précision dans des espaces et volumes spécifiques. Les systèmes sont donc utilisés sans comparaison directs entre eux générant des incertitudes sur l'exactitude des résultats obtenus. C'est donc à partir de ce constat que mon projet de thèse a été bâti. Un premier chapitre basé sur l'état de l'art de la capture du mouvement destiné à mettre en exergue quatre grandes familles de systèmes basés sur différentes technologies : optique, inertiel, mécanique et magnétique. Le Mokam étant composé de deux caméras vidéo rassemblées dans un banc optique, il est donc classé dans la famille des systèmes optiques. Cette même famille est composée de deux technologies qui sont les systèmes avec et sans marqueurs. Basé sur la capture de gommettes colorées, le Mokam est un système de capture du mouvement optique avec marqueurs tout comme le Vicon.

Le second chapitre a pour finalité de créer un protocole de test de précision de système de capture du mouvement optique. Un premier paragraphe a été dédié à la précision en statique. J'ai tout d'abord réalisé un test dans un volume de $16m^3$. Dans ce volume, 215 positions ont été enregistrées et il en ressort que le Mokam a une précision homogène de 5 mm dans un tel volume, comparé au Vicon dont la précision, dans un même champ, est inférieure au millimètre. J'ai ensuite réalisé un test de précision en fonction de l'orientation de la cible par rapport au plan du Mokam. Le Mokam permet des captures dans son plan sans dépasser une orientation à 20° au-delà de laquelle sa précision décroît jusqu'à atteindre 80% d'erreur de mesure. Le second paragraphe, dédié à la précision en mouvement, a débuté par la précision d'un point pour l'analyse de sa vitesse lors de deux sauts verticaux, pour dans un second temps analyser la précision d'un système de 3 points pour le calcul d'angle de flexion et d'extension de genou lors de la marche et la course sur tapis. Les résultats ont montré des résultats similaires entre le Mokam et le Vicon. Grâce à ce second chapitre, nous savons maintenant que le Mokam peut capturer avec une précision d'environ un demi-millimètre un ou plusieurs points statiques ou en mouvement dans le plan des caméras dans un volume de $16m^3$.

Le troisième et dernier chapitre a présenté différents exemples d'applications réalisables avec le Mokam. Un premier paragraphe a été construit autour de la posture. Les applications choisies ont été le gainage et le demi-squat. Chacune de ces applications a été réalisée dans une posture dite bonne et une autre dite mauvaise. Les résultats ont montré qu'il était possible, dans un premier temps de déterminer les angles de flexion et d'extension des articulations du corps mise en jeu lors de ces deux exercices, et dans un second temps, de différencier grâce aux angles de flexion et d'extension une bonne et une mauvaise posture. Le second paragraphe articulé autour des applications de geste m'a permis de montrer la capacité du Mokam à enregistrer et déterminer les instants de sauts verticaux. Il a ensuite été montré qu'il était possible de déterminer les instants de la marche pour identifier les cycles de marche et les angles de flexion et d'extension du genou. La dernière application s'est concentrée sur le test de marche de 10 mètres. Pour ce cas, la marche a été captée dans le plan frontal avec un unique marqueur placé sur le sternum. Pour des raisons de capacités du Mokam la longueur du test a été réduite à 4 mètres. La vitesse moyenne, longueur de pas et de cycle de marche, la variation latérale et la variation verticale ont pu être déterminées chez des sujets asymptomatiques.

De la perspective d'un « MoCap score »

Les perspectives de ces travaux de thèse seraient de pouvoir, dans un premier temps, tester la méthodologie présentée dans ce manuscrit sur d'autres systèmes de capture du mouvement optique. In fine, il serait pertinent de pouvoir réaliser un protocole unique utilisable pour toutes les technologies de capture du mouvement et ainsi établir un benchmark ou « MoCap score ». Ce « MoCap score », à la manière du Nutri-Score, servira constructeur, pour établir la preuve de fiabilité de son système au travers d'un jeu de tests simples standard en statique, en mouvement, à différentes vitesses ou encore en sortant du plan. Chacun de ces tests pourrait obtenir un score intermédiaire pour finalement en déterminer un score général. Grâce à ce score général, l'utilisateur pourra adapter son analyse au système mis à sa disposition, ou alors acquérir un système plus adapté à l'analyse qu'il veut mener. Chaque système sera donc utilisé à sa juste valeur et nous verrons arriver sur le marché des innovations créées pour répondre à un besoin et non plus des innovations faites pour créer un besoin. Un autre atout de cette perspective serait économique. En effet, il n'est pas nécessaire d'avoir le système le plus performant du marché et donc bien souvent le plus coûteux pour réaliser des analyses qu'un système à moindre coût pourrait réaliser tout aussi précisément. Le « MoCap Score » deviendrait alors le catalogue de référence du domaine de la capture du mouvement avec pour objectif majeur, de guider les équipes pour le bon service au juste coût.

De la dureté de la réalité

Mais la réalité du marché est rude et sévère. En effet, en fin d'année 2019, Kinestesia a été contraint de déposer le bilan. Cette mésaventure démontre qu'une mise sur le marché de nouveaux équipements reste complexe dans un monde dont la concurrence fait rage. De plus, l'innovation dont les constructeurs font preuve nécessite des budgets d'investissement importants, pour lesquels les marchés ne sont pas forcément matures et prêts. Dans ce cas précis, le produit n'a pas trouvé l'écho positif du marché (coût, absence d'acquéreurs significatifs, indisponibilité des données de précision, etc.). L'investisseur principal n'a pas réussi à se projeter quant à l'utilisation possible de ce système. L'autre dureté de la réalité vient de la crise sanitaire qui a éclaté au début de l'année 2020. Les différentes restrictions sanitaires mises en place depuis, ont contracté le marché financièrement et ralenti les phases de tests in situ avec les sujets humains. Ce constat permet de remettre en question l'utilisation de sets de marqueurs conséquents longs à mettre en oeuvre et qui nécessitent une longue exposition entre l'expérimentateur et le sujet. Cette crise sanitaire permettra certainement de voir arriver sur le marché de plus en plus de système optique sans marqueurs ou de systèmes inertiels. Ces technologies ne justifiant pas ou peu de proximité avec le sujet sont par conséquent en adéquation avec le respect des protections sanitaires.

CONTRIBUTIONS SCIENTIFIQUES

Congrès nationaux

Félix Marcellin, Khalil Ben Mansour et Frédéric Marin, "Low cost and free setup for knee kinematic estimation during treadmill locomotion", *Congrès de la société de biomécanique (Poitiers, Octobre 2019)*, Présentation Poster.

Félix Marcellin, Khalil Ben Mansour et Frédéric Marin, "Low Cost stereophotogrammetric camera system for gait assessment analysis using a single marker", *Congrès de la société de biomécanique (Metz, Octobre 2020)*, Présentation Poster en ligne.

Félix Marcellin, Khalil Ben Mansour et Frédéric Marin, "Système de caméras stéréophotogrammétrique low-cost pour l'analyse des paramètres de la marche en utilisant un unique marqueur", *Colloque Chute de la personne âgée (Valenciennes, Mai 2021)*, Présentation Orale en ligne.

Congrès internationaux

Félix Marcellin, Khalil Ben Mansour et Frédéric Marin, "Accuracy of a low-cost optical motion capture system : vertical jump kinematic assessment", *European Society of Biomechanics (Milan, Juillet 2020)*, Annulé.

Publications Scientifiques

Félix Marcellin , Khalil Ben Mansour Frédéric Marin (2019) Low cost and free setup for knee kinematic estimation during treadmill locomotion, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22 :sup1, S401-S402, DOI : 10.1080/10255842.2020.1714959

BIBLIOGRAPHIE

- [1] 20th Century Studios. *Alita : Battle Angel | Behind the Scenes with WETA | 20th Century FOX*, 2019. Directors : _ :n398.
- [2] Y.I. Abdel-Aziz and H.M. Karara. Direct Linear Transformation from Comparator Coordinates into Object Space Coordinates in Close-Range Photogrammetry. *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing*, 81(2) :103–107, February 2015. Number : 2.
- [3] Norhafizan Ahmad, Raja Ariffin Bin Raja Ghazilla, N. M. Khairi, and Vijayabaskar Kasi. Reviews on Various Inertial Measurement Unit (IMU) Sensor Applications. In *SiPS 2013*, 2013.
- [4] Venu Akuthota and Scott F Nadler. Core strengthening11No commercial party having a direct financial interest in the results of the research supporting this article has or will confer a benefit upon the author(s) or upon any organization with which the authors is/are associated. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85 :86–92, March 2004.
- [5] Salsabeel F. M. AlFalah, D. Harrison, V. Charissis, and Dorothy Evans. The role of 3D simulation to aid podiatry diagnosis, 2012.
- [6] Sajid Ali, Mingquan Zhou, Zhongke Wu, Usman Muhammad, M. Azam Zai, and Murad Ali Shah. Estimation of Joints Performance in Human Running through Mocap Data. *Journal of Computers*, pages 289–299, 2016.
- [7] William E. Amonette, Lee E. Brown, John K. De Witt, Terry L. Dupler, Tai T. Tran, James J. Tufano, and Barry A. Spiering. Peak Vertical Jump Power Estimations

- in Youths and Young Adults :. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(7) :1749–1755, July 2012. Number : 7.
- [8] Chad Asplund and Michael Ross. Core Stability and Bicycling. *Current Sports Medicine Reports*, 9(3) :155–160, June 2010.
- [9] Taryn Baker. *The History of Motion Capture Within The Entertainment Industry*. Bachelor, Metropolia University of Applied Sciences, Helsinki, 2020.
- [10] Khalil Ben Mansour. *Contribution à la caractérisation mécanique des critères de qualités du départ de la course vitesse sur 100 m*. PhD thesis, Université de Poitiers, Poitiers, 2008.
- [11] Daniel L. Benoit, Dan K. Ramsey, Mario Lamontagne, Lanyi Xu, Per Wretenberg, and Per Renström. Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motions measured in vivo. *Gait & Posture*, 24(2) :152–164, October 2006. Number : 2.
- [12] Ake Bjorck. Algorithms for Linear Least Squares Problems. January 1991.
- [13] Jean-Pierre Bleton. L'ataxie cérébelleuse 2ème Partie : Rééducation de le marche. *Kinésithérapie Scientifique*, 511 :63, June 2010.
- [14] Carl de Boor. *A Practical Guide to Splines*. Applied Mathematical Sciences. Springer-Verlag, New York, 1978.
- [15] Heather Braden. Self-selected gait speed : A critical clinical outcome | Lower Extremity Review Magazine, 2012.
- [16] Gregg Calhoon and Andrew C Fry. Injury Rates and Profiles of Elite Competitive Weightlifters. page 8.
- [17] Lena Carcreff, Alice Bonnefoy-Mazure, Géraldo De Coulon, and Stéphane Armand. Analyse quantifiée de la marche. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, (93) :7–21, 2016. Number : 93 Publisher : EDP Sciences.
- [18] Richmond B Chan and Dudley S. Childress. Gait assessment using one-marker analysis. *Gait & Posture*, 4(2) :175–176, 1996. Number : 2.
- [19] N. Chastan and M.-L. Welter. Comment j'examine un trouble de la marche? *Pratique Neurologique - FMC*, 7(4) :266–272, December 2016. Number : 4.
- [20] Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, and Aurelio Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait & Posture*, 21(2) :197–211, February 2005. Number : 2.
- [21] Steffi L Colyer. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. page 15, 2018.

- [22] Jessica Conditt. 100 years of motion-capture technology, November 2020.
- [23] Juan M. Cortell-Tormo, Miguel García-Jaén, Iván Chulvi-Medrano, Sergio Hernández-Sánchez, Ángel G. Lucas-Cuevas, and Juan Tortosa-Martínez. Influence of Scapular Position on the Core Musculature Activation in the Prone Plank Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(8) :2255–2262, August 2017. Number : 8.
- [24] Mark W Creaby. Gait characteristics and falls in Parkinson’s disease_ A systematic review and meta-analysis. page 8, 2018.
- [25] Paul Davidovits. Chapter 1 - Static Forces. In Paul Davidovits, editor, *Physics in Biology and Medicine (Fifth Edition)*, pages 1–20. Academic Press, January 2019.
- [26] Frédéric de Buzon and Vincent Carraud. Le mouvement. In *Descartes et les « Principia » II*, Philosophies, pages 79–120. Presses Universitaires de France, Paris cedex 14, 1994.
- [27] Milica D. Djurić-Jovičić, Nenad S. Jovičić, and Dejan B. Popović. Kinematics of Gait : New Method for Angle Estimation Based on Accelerometers. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 11(11) :10571–10585, November 2011. Number : 11.
- [28] Sciences du Sport.com. Countermovement Jump.
- [29] Sciences du Sport.com. Squat Jump.
- [30] Tilak Dutta. Evaluation of the Kinect™ sensor for 3-D kinematic measurement in the workplace. *Applied Ergonomics*, 43(4) :645–649, July 2012. Number : 4.
- [31] Alexander Neale Eagles, Mark Gregory Leigh Sayers, Matthew Bousson, and Dale Ingham Lovell. Current Methodologies and Implications of Phase Identification of the Vertical Jump : A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine*, 45(9) :1311–1323, September 2015. Number : 9.
- [32] G. Ebersbach, M. Sojer, F. Valldeoriola, J. Wissel, J. Müller, E. Tolosa, and W. Poewe. Comparative analysis of gait in Parkinson’s disease, cerebellar ataxia and subcortical arteriosclerotic encephalopathy. *Brain*, 122(7) :1349–1355, July 1999. Publisher : Oxford Academic.
- [33] Matrix Education. Validity vs Reliability vs Accuracy in Physics Experiments, October 2018.
- [34] Yoshihiro Ehara, Hiroshi Fujimoto, Shinji Miyazaki, Masaaki Mochimaru, Shigeru Tanaka, and Sumiko Yamamoto. Comparison of the performance of 3D camera systems II. *Gait & Posture*, 5(3) :251–255, June 1997. Number : 3.
- [35] Patric Eichelberger, Matteo Ferraro, Ursina Minder, Trevor Denton, Angela Blasimann, Fabian Krause, and Heiner Baur. Analysis of accuracy in optical motion

- capture – A protocol for laboratory setup evaluation. *Journal of Biomechanics*, 49(10) :2085–2088, July 2016. Number : 10.
- [36] Rafael F. Escamilla. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise :. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, pages 127–141, January 2001.
- [37] Leonhard Euler. *Theoria motus corporum solidorum seu rigidorum ex primis nostrae cognitionis principiis stabilita et ad omnes motus qui in huiusmodi corpora cadere possunt accomodata 2nd part. : Accessit statica*. Opera mechanica et astronomica. Birkhäuser Basel, 1950.
- [38] Nuno Ferrete Ribeiro and Cristina Santos. Inertial measurement units : A brief state of the art on gait analysis. pages 1–4, January 2017.
- [39] Lisa Fitzpatrick and Jody Duncan. *The Making of Avatar*. Abrams edition, October 2010.
- [40] Fabienne Fortin. PROPRIÉTÉS MÉTROLOGIQUES DES INSTRUMENTS DE MESURE (FIDÉLITÉ - VALIDITÉ). *Recherche en soins infirmiers*, 39 :5, December 1994.
- [41] Brian Hanley, Catherine B. Tucker, and Athanassios Bissas. Differences between motion capture and video analysis systems in calculating knee angles in elite-standard race walking. *Journal of Sports Sciences*, 36(11) :1250–1255, June 2018. Number : 11.
- [42] Anthi Hassani, Mariana C. Kotzamanidou, Vassilios Tsimaras, Savvas Lazaridis, Christos Kotzamanidis, and Dimitrios Patikas. Differences in counter-movement jump between boys with and without intellectual disability. *Research in Developmental Disabilities*, 35(7) :1433–1438, July 2014. Number : 7.
- [43] Nina Hauptman. The Average Walking Stride Length, April 2018.
- [44] Nur Amirah Hanisah Hisham, Ahmad Faiz Ahmad Nazri, June Madete, Lilik Herawati, and Jamaluddin Mahmud. Measuring Ankle Angle and Analysis of Walking Gait using Kinovea. page 4, 2017.
- [45] Institut luxembourgeois de la normalisation, de l'accréditation, de la sécurité et qualité des produits et services. Histoire de la métrologie, November 2020.
- [46] Institut luxembourgeois de la normalisation, de l'accréditation, de la sécurité et qualité des produits et services. Métrologie industrielle, November 2020.
- [47] Institut luxembourgeois de la normalisation, de l'accréditation, de la sécurité et qualité des produits et services. Métrologie scientifique, November 2020.
- [48] Alan R. Jones. *Probability, Statistics and Other Frightening Stuff*. Routledge, October 2018. Google-Books-ID : OvtsDwAAQBAJ.

- [49] A. Jorio and M. S. Dresselhaus. Nanostructured Materials : Metrology. In *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering*. Elsevier, January 2016.
- [50] Sukwon Kim. An Effect of the Elastic Energy Stored in the Muscle-Tendon Complex at Two Different Coupling-Time Conditions during Vertical Jump. *Advances in Physical Education*, 03(01) :10–14, 2013. Number : 01.
- [51] Midori Kitagawa and Brian Windsor. *MoCap for artists : workflow and techniques for motion capture*. Elsevier/Focal Press, Amsterdam, 2008. OCLC : 837634565.
- [52] Mathias Kristiansen, Gorm H.F. Rasmussen, Markus E. Sloth, and Michael Voigt. Inter- and intra-individual variability in the kinematics of the back squat. *Human Movement Science*, 67 :102510, October 2019.
- [53] Eline van der Kruk and Marco M. Reijne. Accuracy of human motion capture systems for sport applications ; state-of-the-art review. *European Journal of Sport Science*, 18(6) :806–819, July 2018. Number : 6 Publisher : Routledge _eprint : <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1463397>.
- [54] La Motion Capture. La Motion Capture, 2017.
- [55] Jorge Latorre, Roberto Llorens, Carolina Colomer, and Mariano Alcañiz. Reliability and comparison of Kinect-based methods for estimating spatiotemporal gait parameters of healthy and post-stroke individuals. *Journal of Biomechanics*, 72 :268–273, April 2018.
- [56] Eyal Lederman. The myth of core stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(1) :84–98, January 2010.
- [57] Jin Lee, Kwanghyun Jeong, Hyuna Lee, Jaeyeon Shin, Jaelim Choi, Seungbeom Kang, and Byoung-Hee Lee. Comparison of three different surface plank exercises on core muscle activity. *Physical Therapy Rehabilitation Science*, 5(1) :29–33, March 2016. Number : 1.
- [58] Wendell Liemohn, Ted Baumgartner, and Laura Gagnon. Measuring Core Stability. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19 :583–6, September 2005.
- [59] Tao Liu, Yoshio Inoue, and Kyoko Shibata. Development of a Wearable Sensor System for Quantitative Gait Analysis. *Measurement*, 42 :978–988, August 2009.
- [60] Edward H Livingston. Who was student and why do we care so much about his t-test?1. *Journal of Surgical Research*, 118(1) :58–65, May 2004.
- [61] Rachel Lum. A Brief History of Motion Tracking Technology and How it is Used Today, January 2019.
- [62] Krzysztof Mackala, Jacek Stodółka, Adam Siemiński, and Milan Čoh. Biomechanical Analysis of Squat Jump and Countermovement Jump From Varying Starting

- Positions :. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(10) :2650–2661, October 2013. Number : 10.
- [63] N. Mannering, T. Young, T. Spelman, and P. F. Choong. Three-dimensional knee kinematic analysis during treadmill gait : Slow imposed speed *versus* normal self-selected speed. *Bone & Joint Research*, 6(8) :514–521, August 2017. Number : 8.
- [64] Laurent Mannoni. Chapitre 8 : Wilhelm Braune & Otto Fischer. page 62, 2019.
- [65] A Manolova. Histoire et développement de la biomécanique, November 2011.
- [66] J. Martin Bland and Douglas G. Altman. STATISTICAL METHODS FOR ASSESSING AGREEMENT BETWEEN TWO METHODS OF CLINICAL MEASUREMENT. *The Lancet*, 327(8476) :307–310, February 1986. Number : 8476.
- [67] Matteo Menolotto, Dimitrios-Sokratis Komaris, Salvatore Tedesco, Brendan O’Flynn, and Michael Walsh. Motion Capture Technology in Industrial Applications : A Systematic Review. *Sensors*, 20(19) :5687, January 2020. Number : 19 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [68] Pierre Merriaux, Yohan Dupuis, Rémi Boutteau, Pascal Vasseur, and Xavier Savatier. A Study of Vicon System Positioning Performance. *Sensors*, 17(7) :1591, July 2017. Number : 7.
- [69] Esteban Moulinsard. Le premier ordinateur (1834 > 1936), November 2020.
- [70] Alvaro Muro-de-la Herran, Begonya Garcia-Zapirain, and Amaia Mendez-Zorrilla. Gait Analysis Methods : An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(2) :3362–3394, February 2014. Number : 2.
- [71] Carmen L. Muñoz-Mendoza, M. Jose Cabañero-Martínez, Jose C. Millán-Calenti, Julio Cabrero-García, Rosalía López-Sánchez, and Ana Maseda-Rodríguez. Reliability of 4-m and 6-m walking speed tests in elderly people with cognitive impairment. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 52(2) :e67–e70, March 2011. Number : 2.
- [72] Lars Mündermann, Stefano Corazza, and Thomas P. Andriacchi. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3(1) :6, March 2006. Number : 1.
- [73] NeoGamer - The Video Game Archive. Behind the Scenes - FIFA Games [Making of], 2019. Directors : _ :n395.
- [74] S. Noiumkar and S. Tirakoat. Use of Optical Motion Capture in Sports Science : A Case Study of Golf Swing. In *2013 International Conference on Informatics and Creative Multimedia*, pages 310–313, September 2013.

- [75] Sang Park and Jessica Hodgins. Capturing and animating skin deformation in human motion. *ACM Trans. Graph.*, 25 :881–889, July 2006.
- [76] Cinthuja Pathmanathan, Arnold G, and Wijie Wang. Biomechanical analysis of plank test and the implications for rehabilitation. April 2019.
- [77] Jacquelin Perry. *Gait analysis : normal and pathological function*. Slack, Thorofare, NJ, 1992. OCLC : 611545471.
- [78] Alexandra Pfister, Alexandre M. West, Shaw Bronner, and Jack Adam Noah. Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 38(5) :274–280, July 2014. Number : 5.
- [79] Vincent Pinel. Chronologie commentée de l’histoire du cinéma. *1895, revue d’histoire du cinéma*, 1(1) :1–104, 1992. Number : 1 Publisher : Persée - Portail des revues scientifiques en SHS.
- [80] Chandra Prakash. Passive Marker Based Optical System for Gait Kinematics for Lower Extremity. *Procedia Computer Science*, page 10, 2015.
- [81] Prefecture Occitanie. La métrologie légale : qu’est-ce que c’est? - Direccte Occitanie, November 2020.
- [82] Basilio Pueo and Jose Jimenez-Olmedo. Application of motion capture technology for sport performance analysis. *Retos : nuevas tendencias en educación física, deporte y recreación*, 2017 :241–247, July 2017.
- [83] Rajesh Raghunathan and Srinath R. Review of Recent Developments in Ergonomic Design and Digital Human Models. *Industrial Engineering & Management*, 5, February 2016.
- [84] M Rahul. Review on Motion Capture Technology. *Global Journal of Computer Science and Technology*, 18(1), July 2018. Number : 1.
- [85] Daniele Regazzoni, Giordano de Vecchi, and Caterina Rizzi. RGB cams vs RGB-D sensors : Low cost motion capture technologies performances and limitations. *Journal of Manufacturing Systems*, 33(4) :719–728, October 2014. Number : 4.
- [86] A Renaud. Tout savoir sur la motion capture, une technologie en plein boom!, January 2016.
- [87] James G. Richards. The measurement of human motion : A comparison of commercially available systems. *Human Movement Science*, 18(5) :589–602, October 1999. Number : 5.
- [88] Patrick O. Riley, Jay Dicharry, Jason Franz, Ugo Della Croce, Robert P. Wilder, and D. Casey Kerrigan. A Kinematics and Kinetic Comparison of Overground and

- Treadmill Running :. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(6) :1093–1100, June 2008. Number : 6.
- [89] Anne Schmitz, Mao Ye, Grant Boggess, Robert Shapiro, Ruigang Yang, and Brian Noehren. The measurement of in vivo joint angles during a squat using a single camera markerless motion capture system as compared to a marker based system. *Gait & Posture*, 41(2) :694–698, February 2015. Number : 2.
- [90] Thomas Seel, Jörg Raisch, and Thomas Schauer. IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis. *Sensors*, 14(4) :6891–6909, April 2014. Number : 4 Publisher : Multidisciplinary Digital Publishing Institute.
- [91] H Stolze, J.P Kuhtz-Buschbeck, C Mondwurf, A Boczek-Funcke, K Jöhnk, G Deutschl, and M Illert. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, 105(6) :490–497, December 1997.
- [92] Mario Strydom, Artur Banach, Liao Wu, Ross Crawford, Jonathan Roberts, and Anjali Jaiprakash. *Real-time Joint Motion Analysis and Instrument Tracking for Robot-Assisted Orthopaedic Surgery*. September 2019.
- [93] Student. The Probable Error of a Mean. *Biometrika*, 6(1) :1–25, 1908. Publisher : [Oxford University Press, Biometrika Trust].
- [94] Chandler Tj, Wilson Gd, and Stone Mh. The effect of the squat exercise on knee stability. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(3) :299–303, June 1989.
- [95] Tom K. Tong, Shing Wu, and Jinlei Nie. Sport-specific endurance plank test for evaluation of global core muscle function. *Physical Therapy in Sport*, 15(1) :58–63, February 2014. Number : 1.
- [96] Karen L. Troy, Kimberly Tetreault, Adam D. Goodworth, Songbai Ji, and Marko B. Popovic. Biomechanics and Biomechatronics in Sports, Exercise, and Entertainment. In *Biomechatronics*, pages 451–494. Elsevier, 2019.
- [97] Bayram Unver, Refik Hilmi Baris, Ertugrul Yuksel, Senol Cekmece, Serpil Kalkan, and Vasfi Karatosun. Reliability of 4-meter and 10-meter walk tests after lower extremity surgery. *Disability and Rehabilitation*, 39(25) :2572–2576, December 2017. Number : 25.
- [98] E. Viel. *La marche humaine, la course et le saut : biomécanique, explorations, normes et dysfonctionnements*. Le Point en rééducation. Masson, 2000.
- [99] Oliver Wasenmüller and Didier Stricker. Comparison of Kinect V1 and V2 Depth Images in Terms of Accuracy and Precision. In Chu-Song Chen, Jiwen Lu, and Kai-Kuang Ma, editors, *Computer Vision – ACCV 2016 Workshops*, Lecture Notes in Computer Science, pages 34–45, Cham, 2017. Springer International Publishing.

-
- [100] David A Winter, Aftab E Patla, James S Frank, and Sharon E Walt. Biomechanical Walking Pattern Changes in the Fit and Healthy Elderly. *Physical Therapy*, 70(6) :340–347, June 1990. Number : 6.
- [101] Huiyu Zhou and Huosheng Hu. Human motion tracking for rehabilitation—A survey. *Biomedical Signal Processing and Control*, 3(1) :1–18, January 2008. Number : 1.

