



HAL
open science

Modélisation biomécanique personnalisée des mécanismes lésionnels de la hanche sur les sports de pivot : application au tennis de table.

Thibault Marsan

► To cite this version:

Thibault Marsan. Modélisation biomécanique personnalisée des mécanismes lésionnels de la hanche sur les sports de pivot : application au tennis de table.. Biomécanique [physics.med-ph]. HESAM Université, 2021. Français. NNT : 2021HESAE003 . tel-03407741

HAL Id: tel-03407741

<https://theses.hal.science/tel-03407741>

Submitted on 28 Oct 2021

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.

École doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

THÈSE

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique et ingénierie pour la santé "

présentée et soutenue publiquement par

Thibault Marsan

le 8 Janvier 2021

Modélisation biomécanique personnalisée des mécanismes lésionnels de la hanche sur les sports de pivot : application au tennis de table.

Directeur de thèse : **Philippe ROUCH**

Co-encadrement de la thèse : **Christophe SAURET**

Co-encadrement de la thèse : **Patricia THOREUX**

Jury

Mme Laurence CHEZE, Professeur des Universités, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs, Université Claude Bernard

Rapporteur

M. Nasser REZZOUG, Maître de Conférences, Laboratoire de Bio-modélisation et Ingénierie des Handicaps, Université de Toulon

Rapporteur

M. Floren COLLOUD, Maître de conférences, Institut P', Université de Poitiers

Président

Mme. Caroline MARTIN, Maître de conférences, Laboratoire M2S, Université Rennes 2

Examineur

M. Philippe ROUCH, Professeur des Universités, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris

Examineur

M. Christophe SAURET, Maître de Conférences, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers, Campus de Paris

Examineur

Mme. Patricia THOREUX, Professeur des Universités-Praticien Hospitalier, Hôpital Avicenne, université Sorbonne Paris Nord, Sorbonne Paris-Cité

Examineur

T
H
È
S
E

Remerciements

Je voudrais tout d'abord remercier l'ensemble des membres du jury qui ont accepté d'évaluer ce travail de thèse. Je remercie particulièrement le Pr Laurence Chèze et M. Nasser Rezzoug d'avoir accepté d'être les rapporteurs de ce manuscrit. Je remercie également M Floren Colloud et Mme Caroline Martin d'avoir accepté de participer à ce jury en tant qu'examineurs.

Je tiens également à remercier sincèrement l'ensemble de l'équipe encadrante de cette thèse : Philippe Rouch, Christophe Sauret, et Patricia Thoreux. Je les remercie pour tous les conseils qu'ils ont pu me donner tout au long de cette thèse et qui m'ont permis de mener ce projet à bien. Leurs connaissances poussées dans l'analyse du mouvement et la médecine ont été des atouts majeurs dans la mise en place et la réalisation de ce projet de thèse. Grâce à leur bienveillance, leur écoute au quotidien, et la confiance qu'ils ont placée en moi, il m'a été possible de réaliser ce travail dans les meilleures conditions du début à la fin.

Je souhaite également remercier Philippe Rouch et Sébastien Laporte, qui ont été les directeurs, successivement, de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak pour leur accueil au sein du laboratoire. Je remercie aussi le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés pour leur accueil ponctué par de nombreuses parties de ping-pong (oui, je ne pense pas que ce soit du tennis de table à ce niveau là), de squash, de badminton etc.

Merci à l'ensemble des participants qui ont donnée de leur temps, de leur énergie, et

de leur bonne humeur pour permettre l'obtention des données nécessaires au développement des méthodes et modèles de cette thèse. Je tiens à remercier la fédération française de tennis de table ainsi que l'Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance ainsi que la Fédération Française du Tennis de Table, son président Christian Palierne et Rozenn Jacquet-Yquel, directrice de la haute performance. Je souhaite également remercier les médecins investigateurs qui ont participé à la réalisation des acquisitions : Perrine Capron, Clémence Goupil-Ferrandez, Sébastien Le Garrec, Stéphanie Nguyen, Grégoire Prum, et Patricia Thoreux. Je remercie également toutes les personnes impliquées dans le traitement de ces données, sans qui ce travail aurait été beaucoup plus long. Je remercie aussi tout particulièrement Clémence, Charlotte, Ekaterina, Théophile, Yoann avec qui j'ai pu collaborer pour mener à bien cette recherche.

Une pensée toute particulière pour la CSRT (Christophe Sauret Research Team), à son gourou, et surtout à ces membres, aux premiers arrivés Maxime Bourgain et Samuel Hybois, mais aussi à ceux qui sont arrivés après, et qui contribuent au développement des méthodes et à la vie de la recherche au travers de leurs projets.

Merci aussi à tous ceux qui ont réussi à me supporter en tant que collègue de bureau : Cédric, Charlotte, Christophe, Clémence, Clément, Émeline, et Nolwenn.

Pour finir, je voulais remercier mes parents pour leur soutien tout au long de cette thèse, merci pour tout.

Table des matières

Remerciements	iii
I Contexte	1
I.1 Le tennis de table	3
I.2 Bilan et organisation du manuscrit	6
II Généralités	9
II.1 Introduction	9
II.2 Anatomie de la hanche	9
II.3 Pathologies et paramètres descripteurs de l'anatomie de l'articulation fémoro-acétabulaire	11
II.3.1 Pathologies de la hanche	12
II.3.2 Paramètres descripteurs de hanche	14
II.4 Blessures au niveau des hanches dans d'autres sports	17

III	État de l'art et objectifs	19
III.1	Introduction	21
III.2	Méthode	21
III.2.1	Biomécanique du tennis de table	21
III.2.2	Épidémiologie du tennis de table	22
III.3	Biomécanique et tennis de table	22
III.3.1	Cohortes et méthodes d'acquisition.	23
III.3.2	Identification des phases du geste de frappe.	24
III.3.3	Cinématique	25
III.3.4	Dynamique	27
III.3.5	Analyse musculaire	29
III.3.6	Conclusion sur la biomécanique du tennis de table.	29
III.4	Pathologies et tennis de table	30
III.4.1	Blessures aiguës	30
III.4.2	Blessures chroniques	30
III.4.3	Conclusion sur les pathologies en tennis de table.	31
III.5	Pré-étude de 2016.	31
III.6	Conclusion sur l'état de l'art et objectifs de la thèse	33
IV	Matériel et Méthodes	37
IV.1	Introduction	39
IV.2	Cohortes	40
IV.3	Protocole général	41
IV.3.1	Organisation de l'expérimentation	41
IV.3.2	Examen clinique	42
IV.3.3	Capture du mouvement	46

IV.3.4	Stéréo-radiographie	49
IV.3.5	Reconstruction des membres inférieurs.	51
IV.4	Traitement des données	52
IV.4.1	Création du modèle musculo-squelettique	54
IV.4.2	Obtention des paramètres inertiels	56
IV.4.3	Personnalisation du modèle musculo-squelettique.	57
IV.4.4	Traitement des trajectoires des marqueurs.	63
IV.4.5	Comparaison des cohortes	64
IV.5	Conclusion du protocole général et perspectives	65
V	Résultats des bilans clinique, radiographique et fonctionnel	67
V.1	Introduction	69
V.2	Examen clinique de la hanche	69
V.2.1	Répétabilité de l'examen clinique.	69
V.2.2	Cohortes	74
V.2.3	Résultats de l'examen clinique	76
V.3	Analyse morphométrique	78
V.3.1	Comparaison des paramètres morphologiques entre les joueurs avec et sans douleurs	79
V.3.2	Comparaison des paramètres morphologiques entre le côté douloureux et non douloureux.	79
V.4	Conclusion du bilan fonctionnel et perspectives.	81
VI	Cinématique articulaire et rapprochement des butées	83
VI.1	Introduction	85
VI.2	Méthode	85
VI.2.1	Cinématique inverse	85

VI.2.2	Lissage des données cinématiques.	86
VI.2.3	Découpage du geste de frappe.	86
VI.2.4	Rapprochement des butées articulaires.	89
VI.3	Résultats.	91
VI.3.1	Vitesse de raquette	91
VI.3.2	Cinématique articulaire	94
VI.3.3	Rapprochement des butées.	100
VI.4	Conclusion.	103
VII	Dynamique et énergétique	105
VII.1	Introduction	107
VII.2	Méthode	107
VII.2.1	Calcul de l'effort sur le côté non dominant	108
VII.2.2	Dynamique inverse	110
VII.2.3	Calculs énergétiques	111
VII.3	Résultats.	112
VII.3.1	Analyse dynamique.	112
VII.3.2	Puissance à la hanche	117
VII.3.3	Travail mécanique à la hanche	122
VII.4	Conclusion.	124
VIII	Forces et pression de contact	127
VIII.1	Introduction	129
VIII.2	Méthode	129
VIII.2.1	Calcul des pressions locales	129
VIII.2.2	Critère de puissance dissipée	134

VIII.3	Résultats	134
VIII.3.1	Analyse des efforts de contact	134
VIII.3.2	Pressions locales de contact	142
VIII.3.3	Critère PV	145
VIII.4	Conclusion de l'analyse des forces et pression de contact	147
IX	Conclusion et perspectives	151
	Table des figures	156
	Liste des tableaux	163
A	Annexes techniques	171
A.1	Physiologie et tennis de table	172
A.1.1	Méthode	172
A.1.2	Analyse cardiorespiratoire	172
A.1.3	Neurophysiologie	174
A.1.4	Physiologie ophtalmique	177
A.1.5	Conclusion sur la physiologie du tennis de table	179
A.2	Examen clinique	180
A.3	Mouvements fonctionnels	184
A.4	Définition des paramètres morphologiques.	185
A.5	Poids des marqueurs pour l'analyse statique et cinématique	187
A.6	Étude de sensibilité du modèle musculo-squelettique.	189
A.7	Algorithme d'identification des phases de tennis de table	193
A.8	Bases d'expression des données d'OpenSim et calcul de la matrice de couplage cinématique.	196

A.9	Étude de sensibilité du modèle de Hertz	199
A.9.1	Plan d'expérience	199
A.9.2	Méthode de Monte-Carlo	200
A.10	Tableaux de résultat	203
A.10.1	Cinématique articulaire	203
A.10.2	Rapprochement des butées.	207
A.10.3	Analyse dynamique.	209
A.10.4	Puissance à la hanche	213
A.10.5	Travail mécanique à la hanche	215
A.10.6	Analyse des efforts de contact.	218
A.10.7	Pression maximale avec la théorie de Hertz	222
A.10.8	Critère PV.	223
B	Communications scientifiques	225
B.1	Articles Scientifiques	226
B.1.1	Science et Sports, Avril 2020	227
B.1.2	International Journal of Racket Sports Science, Décembre 2019	237
B.1.3	"Is ball-racket contact concomitant with the maximal racket velocity in table tennis young talents?", en cours de publication	244
B.2	Communications orales.	257
B.2.1	3DAHM 2018 à Manchester	257
B.2.2	ITTF SSC, Budapest 2019.	261
B.2.3	Congrès de la société française de traumatologie du sport (SFTS), Reims 2019	263
B.2.4	Congrès de la Société de Biomécanique, Poitiers 2019	265
B.2.5	Congrès de la Société de Biomécanique, Metz 2020	269

Références

272

CHAPITRE I

Contexte



www.routot.fr/association/as-tennis-de-table/

Sommaire

I.1	Le tennis de table	3
I.2	Bilan et organisation du manuscrit	6

I.1 Le tennis de table

Le tennis de table a été inventé en Grande-Bretagne à la fin du XIX^{ème} siècle et on dit qu’il a été créé lors d’une soirée mondaine où les notables se sont servis d’un bouchon de champagne en guise de balle, de boîtes de cigares pour les raquettes et de livres pour le filet [La Compañaise Tennis de Table, 2008]. La Fédération française de tennis de table (FFTT) a été créée en 1927, trois mois après la Fédération Internationale [FFTT, 2020]. Le sport a ensuite connu des évolutions techniques jusqu’à son entrée aux Jeux Olympiques lors de l’édition de 1988 à Séoul. En 2005, la fédération internationale de tennis de table estimait le nombre de joueurs à plus de 260 millions dans le monde dont 34 millions de licenciés et plus de 200 nations représentées [Pire, 2005]. En France, la fédération française de tennis de table (FFTT) regroupe près de 200 000 licenciés dont la plupart sont jeunes (51 % ont moins de 18 ans) [FFTT, 2019]. Le tennis de table en loisir (aussi appelé ping-pong) est aussi un sport très pratiqué en France puisque 17 % des français déclaraient posséder une table chez eux, ce qui portait le chiffre de pratiquants potentiels à plus de trois millions [La Compañaise Tennis de Table, 2008].

Le tennis de table oppose deux ou quatre joueurs (jeu en double). La partie se décompose en manches de onze points et il faut en gagner trois ou quatre en fonction de la compétition pour remporter le match. Au début du match, la première personne à mettre la balle en jeu, le serveur, est décidé aléatoirement et le service change d’un côté de la table à l’autre tous les deux points. Si le score atteint 10-10, le service change de côté à tous les points et il faut deux points d’écart pour remporter la manche. Les joueurs changent de côté de la table à chaque début de manche et lorsque le premier joueur atteint cinq points remportés dans la dernière manche. Les points sont remportés par le joueur si l’adversaire ne parvient pas à renvoyer la balle de manière réglementaire.



Figure I.1 – Illustration d’un magazine de tennis de table de 1902 adapté de [Fritzwillian, 1902]

Le tennis de table en compétition ne nécessite que peu de matériel de la part du sportif : seulement une tenue adaptée et une raquette sont suffisants. Les joueurs professionnels changent le revêtement de chaque face de la raquette tous les trois mois en moyenne avec un prix entre 30 et 60 € par revêtement [Labaune, 2017]. Le tennis de table se pratique en salle sur une table qui doit être homologuée pour les compétitions par la fédération internationale de tennis de table. L'exposition de la table à la lumière est réglementée et doit être supérieure à 600 lux pour les compétitions nationales et 1 000 pour les compétitions internationales. Le sol peut être en PVC collé ou en parquet bien que le parquet soit déconseillé car glissant. Les sols PVC type Taraflex® sont de ce fait privilégiés autant dans les salles d'entraînement que dans les salles de compétition. Au tennis de table, les différents coups sont semblables à ceux de tout sport de raquette à savoir le coup droit et le revers. Une des spécificités du tennis de table est que les deux faces de la raquette peuvent ne pas être les mêmes, ce qui ouvre alors à des styles de jeu très différents entre les joueurs. Les joueurs peuvent aussi produire des effets avec leur raquette. Il en existe deux principaux : le *coupé* qui fait décélérer la balle et la fait descendre lors du contact avec la raquette du joueur adverse, et le *top spin* qui fait accélérer la balle et qui la fait monter lors du contact avec la raquette du joueur adverse. Les joueurs doivent alors aussi analyser le geste de l'adversaire pendant l'échange pour prévoir la direction de la balle et l'effet de celle-ci (voir figure I.2).



Figure I.2 – Illustration des effets de balle en tennis de table. À gauche l'effet coupé et à droite l'effet *topspin*. 1 : phase ascendante, 2 : phase de descente, 3 : rebond et accélération, 4 : bloc

Ces dernières années, les règles ont encore évolué afin de rendre le tennis de table plus attrayant pour le spectateur :

- En 1984, les *matches* ont été raccourcis. En effet, il était possible qu'ils durent plusieurs heures et la règle d'accélération a alors été créée en 1984. Cette règle stipule que si une manche dure plus de dix minutes de jeu effectif (lorsque la

balle est en jeu) et qu'un total de 18 points ou plus (c'est-à-dire qu'à 9-9 ou 10-8) n'a pas été marqué alors on applique la règle suivante : chacun sert alors à son tour, et le relanceur gagne le point s'il remet treize fois de manière régulière la balle sur la table, ce qui oblige les joueurs à attaquer.

- En 2001, le diamètre de la balle a été augmenté, passant de 38 à 40 mm, permettant aux spectateurs de voir plus facilement la balle. Cette augmentation de la taille de la balle a aussi eu pour effet de réduire la vitesse des balles.
- Aussi en 2001, le nombre de points nécessaire pour gagner un set est passé de 21 à 11 points et il faut alors gagner trois manches à 11 points (quatre lors des Jeux Olympiques ou les championnats du monde) contre deux manches (trois pour les Jeux Olympiques et les championnats du monde) à 21 points, auparavant.

Ces évolutions du règlement ont toutes pour but de rendre le sport plus attractif pour le spectateur et ont un impact sur la pratique elle-même en réduisant la vitesse des balles et en limitant les temps de récupération des joueurs entre les points.

Le tennis de table est souvent défini comme un sport de réaction où les joueurs produisent un effort intermittent et intense. En effet, le temps de réaction est court (moins d'une seconde pour renvoyer la balle après que le joueur adverse l'ait frappée [Zagatto et al., 2018]). Pendant ce temps très court, les joueurs doivent analyser la balle qui arrive, décider où la remettre, et se déplacer afin de frapper convenablement la balle et effectuer le geste adéquat. Afin d'être performants, les gestes doivent donc s'approcher du réflexe, ce qui requiert un entraînement intense et long. Le tennis de table devient alors plus qu'un sport de réaction : il devient un sport d'anticipation et de stratégie, où les joueurs analysent la situation et emploient différentes stratégies pour parvenir à gagner le point. Les meilleurs joueurs ont alors besoin de connaître toutes ces stratégies et de pouvoir les adapter rapidement en situation de compétition. L'INSEP (Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance), localisé à Paris, forme les joueurs élites de tennis de table français. L'effectif actuel est de dix-sept joueurs de haut niveau, dont treize hommes. Depuis les années 2005-2010, la FFTT a instauré un programme d'entraînement intensif (plus de 30 heures par semaine sans les matchs) dès l'arrivée des jeunes pongistes (11-12 ans) en pôle. Cela a entraîné une amélioration des résultats notamment chez les jeunes puisqu'ils font actuellement partie des meilleures équipes européennes voire mondiales. En contrepartie, une augmentation des pathologies coxo-fémorales a été rapidement constatée

au niveau de l'INSEP (surtout chez les hommes à l'arrivée dans le haut niveau sénior), la première hypothèse diagnostique étant l'existence d'un conflit de hanche (dit conflit fémoro-acétabulaire).

I.2 Bilan et organisation du manuscrit

En résumé, le tennis de table est considéré comme un sport d'anticipation qui nécessite de nombreuses heures d'entraînement avant de pouvoir être performant au plus haut niveau international. C'est dans cette optique que la FFTT a augmenté le nombre d'heures d'entraînement dès le plus jeune âge. Cela a eu pour conséquence d'améliorer les résultats au niveau international surtout chez les jeunes. Cependant, en parallèle, le pôle tennis de table de l'INSEP et le département médical de l'INSEP ont pu noter une augmentation de la prévalence des pathologies de la hanche chez les sportifs de haut niveau. C'est dans ce cadre là que cette étude a été lancée, afin d'identifier les causes des mécanismes lésionnels de la hanche lors de la pratique du tennis de table, qu'elles soient morphologiques ou biomécaniques.

L'objectif de ce travail est de proposer une modélisation personnalisée complète du joueur de tennis de table afin de détecter précocement les joueurs "à risque" de pathologies de hanche et de mieux comprendre l'étiologie de ces pathologies dans une perspective de prévention et de prise en charge individualisée.

Pour débiter le document, des généralités concernant la hanche et les pathologies associées sont présentées. Le second chapitre se décompose en une revue systématique de la littérature concernant la biomécanique et l'épidémiologie du tennis de table. Le protocole expérimental permettant l'acquisition des données biomécaniques et morphologiques est ensuite détaillé. Ensuite, les résultats des comparaisons des cohortes sont présentés, avec la méthode associée dans les quatre chapitres suivants. Le premier comprend les résultats de l'analyse radiologique et du bilan fonctionnel. Le second présente les résultats de cinématique ainsi que des rapprochements des butées articulaires. Le troisième est consacré à l'analyse dynamique et énergétique. Le dernier regroupe les paramètres de force de contact et de pression locale au niveau des hanches. Le document se termine par une conclusion générale et les perspectives de ce travail.

L'originalité de ce travail réside dans l'approche effectuée. Le matériel expérimental et les modèles développés pour cette étude sont la combinaison d'éléments de pointe de l'analyse du mouvement, du domaine médical ainsi que de la modélisation musculo-squelettique. Cette combinaison est rare dans le domaine de la recherche en biomécanique du sport et notamment pour l'application au tennis de table.

II.1 Introduction

Le chapitre de généralité présente brièvement l'anatomie de la hanche ainsi que les pathologies qui lui sont associées. Les méthodes de détection ainsi que les paramètres descripteurs des principales pathologies sont présentés. Les pathologies de hanche dans les autres sports sont aussi décrites à la fin de ce chapitre.

II.2 Anatomie de la hanche

Pour comprendre l'origine des douleurs localisées au niveau de l'articulation coxo-fémorale, il est nécessaire de connaître l'anatomie de cette articulation.

La hanche est l'articulation qui relie le membre inférieur à la ceinture pelvienne, au niveau du bassin. Elle est appelée l'articulation coxo-fémorale, entre l'os coxal du bassin et le fémur. Le fémur proximal est principalement composé de la tête fémorale (figure II.1 à gauche), qui s'articule avec l'acétabulum, du col du fémur, petit et grand trochanters,

lieux où s'insèrent des muscles, tendons et ligaments. La tête fémorale est recouverte d'une couche épaisse de cartilage de 3 mm en moyenne [Rouxel, 2015]. Le labrum acétabulaire, souvent appelé bourrelet de la hanche, est un joint circonférentiel dont le rôle au sein de l'articulation est fondamental. Le labrum est un fibro-cartilage enroulé sur le pourtour de la cavité cotyloïde. Il joue un rôle important dans l'amortissement de la hanche lors de la mise en charge et aide également à sa stabilisation.

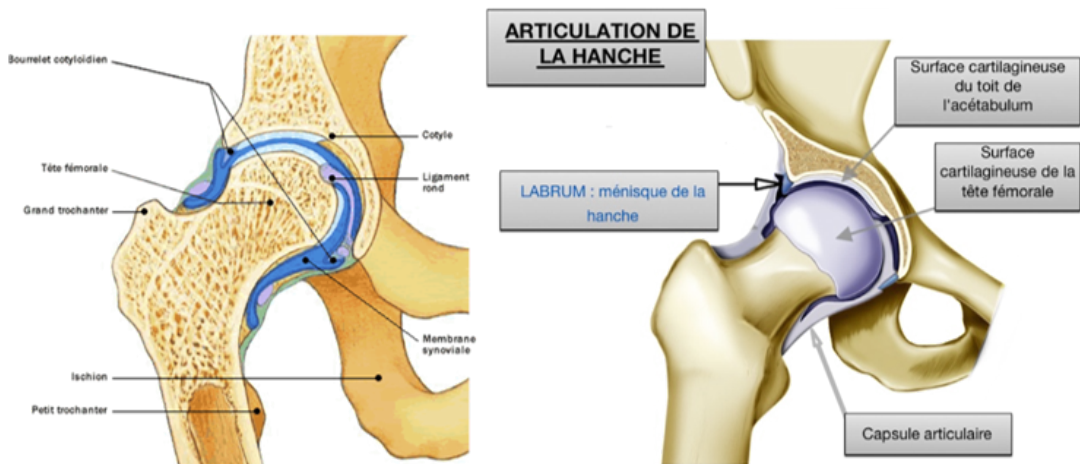


Figure II.1 – À gauche, vue de face en coupe de la hanche droite. Image provenant de Cardenas [2015]. À droite, vue de face en coupe de la hanche droite montrant la capsule articulaire entourant la hanche. Image provenant de [Bringer et al., 2018].

Le mouvement de la tête fémorale dans l'acétabulum correspond mécaniquement à une liaison rotule car les rotations dans les trois plans sont libres. Trois degrés de liberté peuvent alors être définis (voir figure II.2) :

- la flexion/extension de hanche qui définit la rotation dans le plan sagittal,
- la rotation interne/externe de hanche qui définit la rotation dans le plan transverse,
- et l'adduction/abduction qui définit la rotation dans le plan frontal

Malgré les trois degrés de liberté de la hanche, elle doit être très coaptée, donc stable, compte tenu des exigences fonctionnelles attendues. La stabilité de cette articulation est assurée principalement par la congruence de la tête fémorale dans le cotyle ainsi que par les muscles qui assurent une stabilité active (au contraire des ligaments qui assurent la stabilité passive).

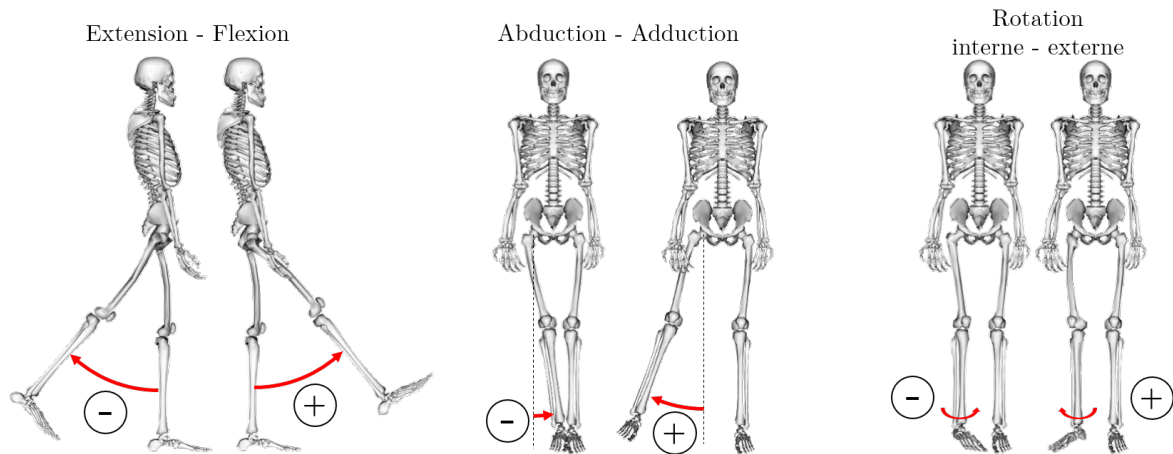


Figure II.2 – Degrés de liberté de la hanche. De gauche à droite : Extension, Flexion, Abduction, Adduction, Rotation interne et Rotation externe

Les muscles de la hanche peuvent être classés par rapport à leur fonction. Les muscles fléchisseurs sont le psoas-iliaque, le droit antérieur, le tenseur du fascia lata et le couturier. Les muscles extenseurs sont les grands, petits et moyens fessiers, et les ischio-jambiers (biceps crural et demi-tendineux). Ceux qui permettent l'abduction sont le grand fessier, le tenseur du fascia lata, le petit et moyen fessier. Les muscles adducteurs sont le droit interne, le pectiné et les muscles adducteurs. Les muscles carré fémoral, obturateurs interne et externe, jumeaux inférieur et supérieur, et le pyramidal du bassin permettent la rotation externe de la hanche. Ces muscles sont petits et profonds. Les muscles permettant la rotation interne sont le petit et le moyen fessier.

Les muscles de surface du membre inférieur sont détaillés figure II.3.

II.3 Pathologies et paramètres descripteurs de l'anatomie de l'articulation fémoro-acétabulaire

Dans cette partie, les principales pathologies de hanche chez l'adulte sont décrites afin d'avoir une meilleure compréhension de celles-ci en vue de la détection et la prévention des douleurs chez les pongistes de haut niveau. Les pathologies les plus répandues chez l'adulte sont le conflit et l'arthrose de hanche. Puis, afin de comprendre comment détecter

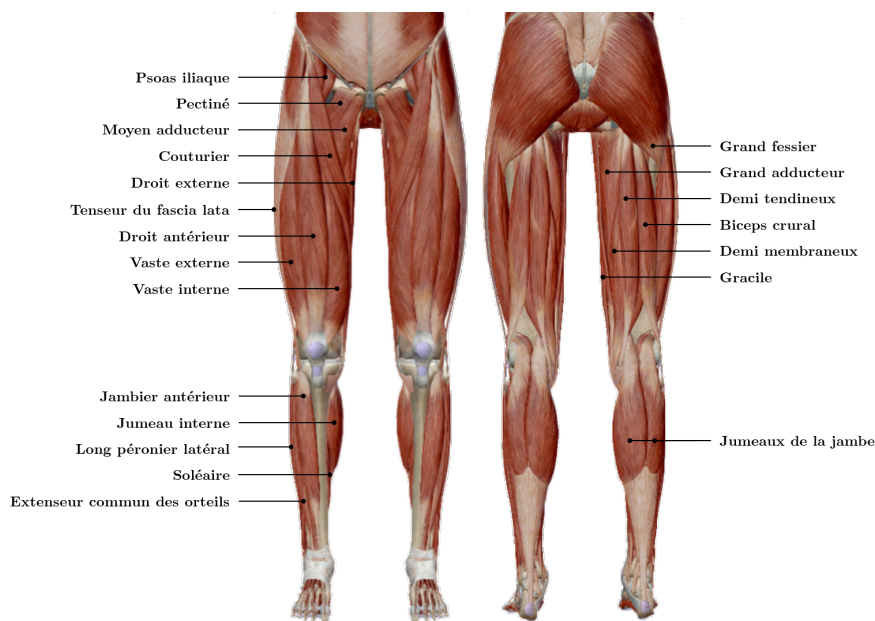


Figure II.3 – Description des muscles du membre inférieur en vue antérieure (à gauche) et postérieure (à droite). Images tirées du logiciel Visual Body Anatomy®

le conflit de hanche, les principaux modes de détection et certains paramètres décrivant l'articulation fémoro-acétabulaire sont décrits.

II.3.1 Pathologies de la hanche

Les douleurs de la région coxo-fémorale peuvent être liées à une pathologie intra-articulaire (arthrose de l'articulation coxo-fémorale appelée coxarthrose ou conflit fémoro-acétabulaire par exemple) ou à une étiologie extra-articulaire (comme une tendinopathie du tendon du moyen fessier). L'étiologie la plus fréquente des douleurs de la région de la hanche est la coxarthrose, localisation de l'arthrose au niveau de la hanche.

L'arthrose est une maladie dégénérative touchant le cartilage et les tissus avoisinants ; c'est la forme la plus fréquente d'arthropathie et elle représente une cause majeure de morbidité et de limitation des capacités fonctionnelles et d'altération de la qualité de vie. Elle peut toucher toutes les articulations. L'obésité est un des facteurs favorisant le risque d'apparition avec un risque majoré pour la gonarthrose (par rapport à la coxarthrose ou aux autres articulations). L'arthrose du genou est la localisation la plus fréquente au

niveau des membres inférieurs (30 % des arthroses, risque de gonarthrose symptomatique au cours de la vie estimé à 40 % chez les hommes et 47 % chez les femmes) alors que le risque d'une arthrose symptomatique au niveau de la hanche varie en France, en fonction de l'âge, de 0.9 % à 3.9 % chez les hommes et de 0.7 % à 5.1 % chez les femmes. L'évocation diagnostique est essentiellement clinique sur les caractéristiques de la douleur associées à une limitation douloureuse des amplitudes articulaires. La confirmation du diagnostic et l'évaluation de la sévérité de l'arthrose reposent sur un simple bilan radiographique. Il n'existe pas de traitement curatif de l'arthrose dans l'état actuel des connaissances, les traitements médicamenteux et fonctionnels permettant principalement d'améliorer la tolérance de la maladie et d'en ralentir l'évolution. Malgré tout, l'évolution de l'arthrose au niveau des membres inférieurs aboutit fréquemment lorsque l'usure cartilagineuse est globale à une indication de remplacement prothétique de l'articulation, si possible à un âge le plus avancé possible pour permettre une durée de vie de l'implant compatible avec l'espérance de vie du patient. La mise en place de prothèse totale de hanche ou de genou chez des patients de moins de 50 ans relève d'indications spécifiques et très rares.

Les douleurs de la hanches peuvent aussi être en rapport avec un conflit de hanche qui arrive le plus souvent chez les jeunes sportifs qui pratiquent des sports qui nécessitent beaucoup de flexion de hanche comme les arts martiaux ou la danse [Bartolone and Christofilopoulos, 2015]. Le conflit de hanche (ou conflit fémoro-acétabulaire) résulte d'un contact prématuré du col du fémur sur le cotyle. Ce contact prématuré peut avoir deux causes (voir figure II.4). La première est une anomalie du col du fémur qui présente alors une bosse. La deuxième est une couverture trop importante de la tête fémorale par le cotyle. Le conflit de hanche peut être suspecté lors de douleurs pendant des tests classiques tels le test FADIR (flexion adduction et rotation interne) et le FABER (flexion abduction et rotation externe). Ensuite, afin de confirmer le diagnostic, de un bilan d'imagerie est préconisée. Un bilan radiologique avec des radiographies du bassin en vue axiale et de profil, ainsi que des radiographies des deux hanches de face et de profil qui permettent de mettre en évidence des anomalies morphologiques. Des lésions du labrum peuvent aussi être constatées sur l'IRM [Bartolone and Christofilopoulos, 2015]. Le traitement de ce conflit est principalement du repos, de la rééducation fonctionnel et, si possible, une diminution de l'activité sportive incriminée, ce qui reste difficile dans le cas de jeunes sportifs de haut niveau. L'arthroscopie de hanche reste souvent la première étape du

traitement chirurgical en essayant de pallier aux anomalies morphologiques. L'indication chirurgicale n'est posée qu'en cas de gêne fonctionnelle importante, d'impossibilité de pratique de leur sport au niveau souhaité pour les sportifs compétiteurs et après un programme fonctionnel de rééducation, bien mené.

II.3.2 Paramètres descripteurs de hanche

Il existe deux types de conflit de hanche : type came ou pince. Le conflit de type pince est dû à une excroissance sur la tête fémorale au niveau du col qui fait que la tête fémorale est plus grosse. Le conflit type came est dû à une couverture acétabulaire trop importante causée par un acétabulum trop développé. Il existe aussi des cas mixtes où l'acétabulum et la tête fémorale sont sur-développés (Figure II.4). Dans tous les cas, cela peut causer un contact prématuré entre l'acétabulum et la tête fémorale, ce qui peut entraîner des lésions responsables de douleurs.

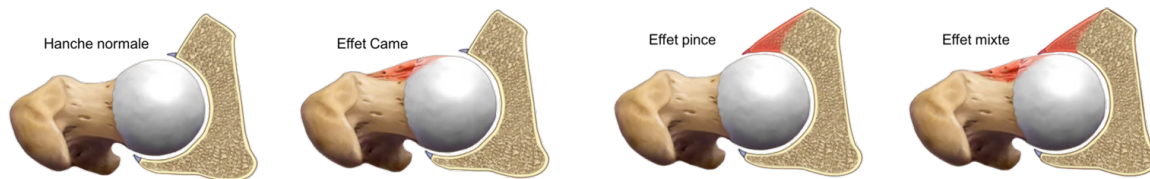


Figure II.4 – Illustrations des différents types de conflit de hanche adaptées de Greiner [2018].

Ces caractérisations du conflit de hanche sont principalement radiographiques. Il est alors intéressant de chercher des paramètres pouvant caractériser ces déformations de l'acétabulum ou de la tête fémorale mais aussi des paramètres morphologiques qui peuvent être en lien avec le conflit de hanche. De plus, l'apparition de ces déformations, que ce soit sur l'acétabulum ou sur la tête fémorale, ne sont pas toujours reliés à la présence de douleurs ou au risque de blessure. La détection clinique de conflits de hanche est alors difficile [Audenaert et al., 2012].

Paramètres cliniques L'un des temps clef de l'examen d'une hanche est l'analyse des secteurs de mobilité articulaire (dans les degrés d'amplitude précédemment décrits figure

II.2). Certains mouvements sont plus ou moins fiables pour la détection de conflits. Le médecin commence par évaluer les amplitudes articulaires de la hanche du patient et identifier si des douleurs sont ressenties lors des mouvements. En effet, il a été montré que les patients présentant des conflits possédaient des amplitudes articulaires inférieures à celles de la population n'en présentant pas, et que des douleurs peuvent être ressenties lors des manipulations [Krekel et al., 2011].

Il a aussi été montré que certains tests étaient les plus fiables pour tester la présence de conflit tels que le FABER (Flexion ABduction External Rotation). Seulement, ces tests seuls ne permettent pas de conclure sur le diagnostic d'un conflit fémoro-acétabulaire, et l'imagerie est alors nécessaire pour confirmer le diagnostic [Pacheco-Carrillo and Medina-Porqueres, 2016].

Paramètres radiologiques

Radiographie 2D Une des déformations classiques lors des cas de conflit de hanche est le *PGD : Pistol Grip Deformity*, où le col fémoral est déformé comme sur la figure II.5 a. En effet, Doherty et al. [2008] ont trouvé que la présence de ce PGD était liée à la présence d'arthrose de hanche. Ces auteurs ont montré que la présence de ce type de déformation n'était pas nécessairement liée à la présence de conflit car 3.6% de la population de contrôle (sans présence de douleurs à la hanche) présentait cette déformation sans signe clinique d'arthrose et que plus d'hommes étaient touchés par cette déformation (5.3% pour les hommes contre 0.2% pour les femmes). Cette déformation était présente des deux côtés chez 67% des personnes présentant cette déformation. Les auteurs ont aussi conclu que un angle cervico-diaphysaire (angle entre la diaphyse et le col fémoral) faible associé à la présence de ce type de déformation sont des facteurs de risque pour le développement d'une arthrose de hanche.

Il a aussi été montré que l'angle alpha, défini comme l'angle formé par l'axe du col fémoral et une ligne connectant le centre de la tête fémorale et le point où le contour commence à dévier d'un rayon sphérique (figure II.5 b), pouvait être un critère permettant d'identifier des morphologies à risque de conflit fémoro-acétabulaire. En effet, Park et al. [2013] ont montré que cet angle alpha était supérieur chez les personnes avec des conflits fémoro-acétabulaires symptomatiques. Ils ont aussi confirmé le résultat sur

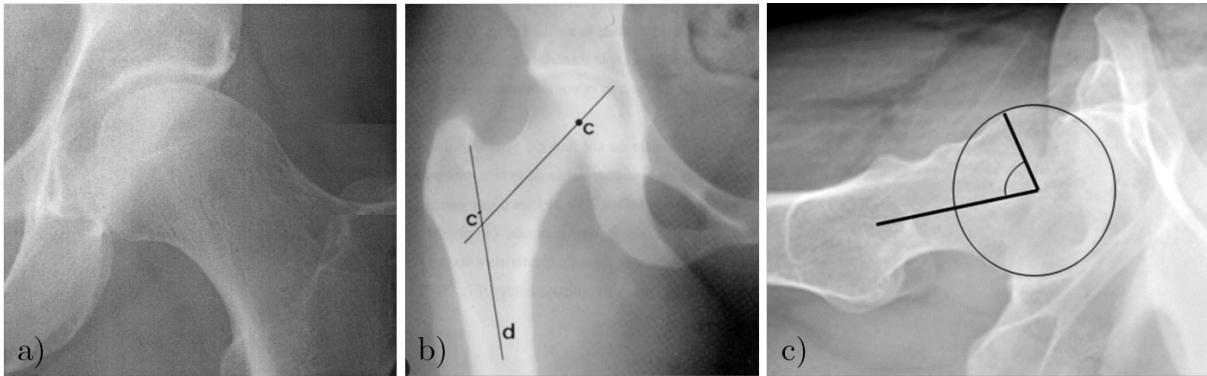


Figure II.5 – a) Déformation du col fémoral de type *pistol-grip*, adapté de [Doherty et al., 2008]. b) Angle cervico-diaphysaire. c) Définition de l'angle alpha adapté de Park et al. [2013]. La vue présentée est une vue transverse de la hanche.

l'angle cervico-diaphysaire (figure II.5 c) qui est plus faible chez les sujets symptomatiques, comme Doherty et al. [2008]. D'autres paramètres prédictifs tels que la profondeur de l'acétabulum qui est supérieure chez les sujets symptomatiques et l'incidence pelvienne, plus faible chez les sujets asymptomatiques, ont été identifiés. Ces résultats montrent que les hanches symptomatiques présentent une couverture acétabulaire plus grande, ce qui fait que le fémur rentre en contact prématurément avec l'acétabulum lorsque la hanche est fléchie à plus de 90° . Cela confirme que lorsque des examens radiologiques sont prescrits dans la recherche de conflit fémoro-acétabulaire, il faut prendre en compte les paramètres acétabulaires et pelviens.

Radiographie 3D Certains paramètres sont accessibles grâce à la stéréo-radiographie. En effet, la radiographie 3D permet d'obtenir des paramètres indisponibles avec des radiographies 2D classiques [Bendaya et al., 2015]. Ces paramètres pourraient être étudiés en lien avec les douleurs de hanche.

De nombreux paramètres peuvent être extraits des radiographies tri-dimensionnelles comme la sphéricité de la tête fémorale ou le recouvrement de l'acétabulum. Certains de ces paramètres avaient déjà été évalués lors de l'étude préliminaire (partie III.5). Parmi ces paramètres, l'angle fémoral mécanique, l'excentricité des têtes fémorales, l'angle acétabulaire d'Idelberg et Frank, ainsi que le diamètre des têtes fémorales ont été trouvés différents entre le groupe qui présentait des douleurs et le groupe qui n'en présentait pas.

Ces paramètres, parmi d'autres, sont présentés dans l'annexe A.4 (page 185).

II.4 Blessures au niveau des hanches dans d'autres sports

Peu d'études se sont consacrées à l'analyse des blessures de hanche lors de la pratique du tennis de table III.4. Afin d'avoir une meilleure approche de ces problèmes, cette partie vise à présenter les différentes blessures observées dans d'autres sports.

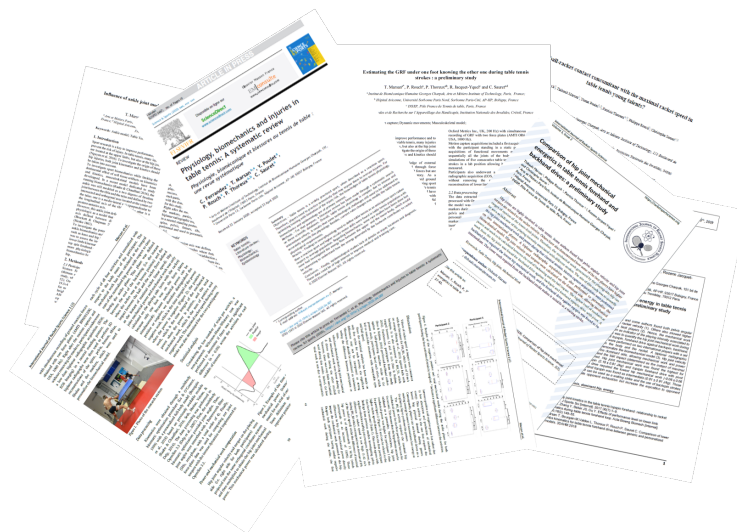
La hanche n'est pas une des articulations les plus touchées par les blessures dans le sport avec une prévalence de 6 % [Lynch et al., 2017]. Toutefois, le fait que la hanche soit une articulation profonde, entourée de nombreux muscles, fait que le traitement est parfois moins accessible à certaines techniques de rééducation, d'infiltration.

Les pathologies intra-articulaires les plus problématiques sont, chez le jeune sportif, le conflit fémoro-acétabulaire et les lésions du labrum [Feeley et al., 2008]. Ces pathologies sont difficiles à diagnostiquer et le traitement implique parfois un geste chirurgical et la reprise d'activité est alors compliquée pour des sportifs de haut niveau.

Les sports les plus touchés par les blessures au niveau de la hanche sont les sports de pivot tels que le hockey sur glace [Epstein et al., 2013], le basketball [Jackson et al., 2013], et la danse mais aussi d'autres sports tels que le baseball [Confino et al., 2019].

CHAPITRE III

État de l'art et objectifs



Sommaire

III.1	Introduction	21
III.2	Méthode	21
III.2.1	Biomécanique du tennis de table	21
III.2.2	Épidémiologie du tennis de table	22
III.3	Biomécanique et tennis de table	22
III.3.1	Cohortes et méthodes d'acquisition	23
III.3.2	Identification des phases du geste de frappe.	24
III.3.3	Cinématique.	25
III.3.4	Dynamique	27
III.3.5	Analyse musculaire	29
III.3.6	Conclusion sur la biomécanique du tennis de table.	29
III.4	Pathologies et tennis de table	30
III.4.1	Blessures aiguës.	30
III.4.2	Blessures chroniques	30
III.4.3	Conclusion sur les pathologies en tennis de table.	31
III.5	Pré-étude de 2016.	31
III.6	Conclusion sur l'état de l'art et objectifs de la thèse	33

III.1 Introduction

L'état de l'art présenté dans ce chapitre démarre par une revue systématique de la littérature pour la biomécanique, l'épidémiologie, et la physiologie du tennis de table. Les résultats de la revue de littérature sur la physiologie du tennis de table sont présentés en annexe A.1 (page 172). La pré-étude de 2016 est ensuite présentée. La synthèse des éléments développés dans ce chapitre est ensuite présentée, ainsi que les objectifs qui nous ont orientés dans la thèse.

III.2 Méthode

Une revue systématique de la littérature a été effectuée, sur les bases de données Scopus, PubMed et IEEE, en suivant la méthode PRISMA [Moher et al., 2009]. Cette méthode consiste en commençant par envoyer une requête générale, se reposant sur une problématique de départ, sur les bases de données d'articles. Les mots clés des articles ainsi identifiés sont alors collectés et ceux qui reviennent le plus souvent sont utilisés pour créer une requête plus précise. Cette nouvelle requête est alors envoyée sur les bases de données choisies. Ensuite, ces articles sont évalués en fonction de critères d'inclusion et d'exclusion afin de savoir s'ils sont utiles à l'étude. Une fois les articles sélectionnés, ils sont séparés en plusieurs catégories en fonction des sujets abordés.

Cette méthode a été utilisée pour les revues de littérature sur la biomécanique, l'épidémiologie, et la physiologie du tennis de table. Cette revue de littérature a fait l'objet d'un article publié dans la revue Science et Sports (voir annexe B.1.1 page 227).

III.2.1 Biomécanique du tennis de table

La première requête envoyée sur les bases de données était : "Table Tennis AND Biomechanics". À partir de ces mots clés identifiés, une requête plus précise a été définie :

"table tennis" AND (biomechanic* OR kinematic* OR dynamic* OR kinetic* OR angle OR speed* OR rotation* OR moment* OR force OR top-spin OR forehand OR

backhand) AND NOT (psycholog* OR robot* OR mental*)¹

Seuls les articles en anglais, qui traitaient de la cinématique et dynamique du joueur, de l'activité musculaire ont été retenus. Les articles traitant de l'analyse de la balle ou de la raquette seule, de psychopathologies, de robots lanceurs de balle n'ont pas été utilisés.

Les articles ont ensuite été classés en trois catégories regroupant les aspects cinématiques pour la première (angles, vitesses, accélération angulaire...), les aspects dynamiques (efforts au sol, efforts inter-segmentaires...) pour la seconde et enfin les aspects relatifs aux activations musculaires (analyse de signaux EMG, simulations d'activation musculaire) pour la troisième.

III.2.2 Épidémiologie du tennis de table

La première requête envoyée sur les bases de données était "Table Tennis AND injuries". Après identification des mots clés, la requête plus précises utilisée était :

"table tennis" AND (injury* OR illness* OR sports AND injuries OR pathology* OR disease*).

Les articles traitant des pathologies cardiovasculaires n'ont pas été inclus dans cette revue, seuls les articles traitant des blessures aiguës et chroniques ont été intégrés.

Les catégories choisies étaient alors les blessures aiguës et les blessures chroniques.

Cette partie a été traitée par Clémence Goupil-Fernandez lors de son stage de Master 2 à l'IBHGC en 2017-2018.

III.3 Biomécanique et tennis de table

La recherche sur les trois bases de données citées précédemment a retourné 292 articles. Après suppression des doublons, il restait 288 articles. Après sélection en se

1. Les * représentent des jokers et permettent de trouver tous les mots clés commençant par le début du mot. Par exemple kinematic* permet de chercher les mots kinematic, kinematics, kinematical, etc.

basant sur les critères d'inclusion et d'exclusion, 17 articles ont été considérés pour cette revue. Sur ces 17 articles, neuf traitaient de la cinématique, cinq de la dynamique et trois de l'activité musculaire. Six articles portaient sur l'analyse du coup droit, quatre sur l'analyse du revers et les sept autres n'ont pas spécifié les coups étudiés. Deux thèses ont été rajoutées à cette revue grâce à une recherche supplémentaire sur un moteur de recherche. Elles portaient sur l'analyse de la contribution mécanique du bras pendant le geste de revers [Ebrahim, 2010] et sur le développement d'un modèle biomécanique pour l'analyse de coups droits [Zhiging, 2017].

III.3.1 Cohortes et méthodes d'acquisition

Les cohortes présentées dans les différentes études étaient généralement jeunes (22 ans en moyenne) et de niveaux différents. Le niveau des participants allait de joueurs amateurs [Mao, 2012] aux joueurs élités faisant partie des meilleurs joueurs nationaux [Bańkosz and Winiarski, 2017]. Parfois, le but de l'étude était de comparer deux populations de joueurs de niveaux différents [Iino and Kojima, 2009], parfois de comparer différents types de frappe [Mao, 2012], différents effets de balle [Bańkosz and Winiarski, 2020], et parfois de caractériser les différents mouvements de tennis de table de manière biomécanique [Iino et al., 2008]. Le nombre de participants variait de sept [Bańkosz and Winiarski, 2020] à vingt six [Qian et al., 2016].

Les méthodes d'acquisition variaient en fonction de l'étude. Certains utilisaient des caméras vidéo [Iino et al., 2008; Iino and Kojima, 2009] couplées à des marqueurs réfléchissants afin de réaliser la capture du mouvement. Des systèmes opto-électronique ont aussi été utilisés [Qian et al., 2016; Bańkosz and Winiarski, 2017] et certains auteurs combinaient l'utilisation de caméras vidéos et d'un système opto-électroniques [Iino and Kojima, 2016b]. Les centrales inertielle ont parfois été utilisées [Bańkosz and Winiarski, 2020]. Les fréquence d'acquisition ont été réglées entre 100 et 250 Hz pour les systèmes opto-électroniques et entre 200 Hz et 500 Hz pour les caméras vidéos. Les efforts au sol ont parfois été recueillis grâce à des plateformes de force [Mao, 2012; Iino and Kojima, 2011; Iino, 2017] ou des semelles de pression [Qian et al., 2016].

III.3.2 Identification des phases du geste de frappe

Quel que soit le sujet développé dans l'article, une des problématiques principales consistait en la détermination des phases du geste de frappe de tennis de table. Certains auteurs divisaient ce geste en deux phases [Iino and Kojima, 2009; Qian et al., 2016] avec la phase de recul (*backward swing*) et d'avancée de la raquette (*forward swing*). Un autre déterminait trois phases : la phase de recul (*backswing*), la frappe (*batting*), et de fin de cycle (*waving*). Les méthodes de détermination des phases différaient aussi. En effet [Iino and Kojima, 2009] utilisaient des vidéos synchronisées avec le système d'analyse du mouvement pour les déterminer manuellement, en plus de déterminer l'instant de contact entre la balle et la raquette. Cette détermination pouvait aussi être faite de manière automatique avec, par exemple, la flexion de genou et la rotation interne de la hanche [Qian et al., 2016]. D'autres s'étaient basés sur la vitesse de la raquette [Zhiging, 2017]. À ce jour, l'identification de l'instant du contact entre la balle et la raquette reste un défi et, de manière générale, les auteurs faisaient l'hypothèse que l'instant de l'impact correspondait à l'instant de vitesse linéaire maximale de la raquette [Bańkosz and Winiarski, 2017].

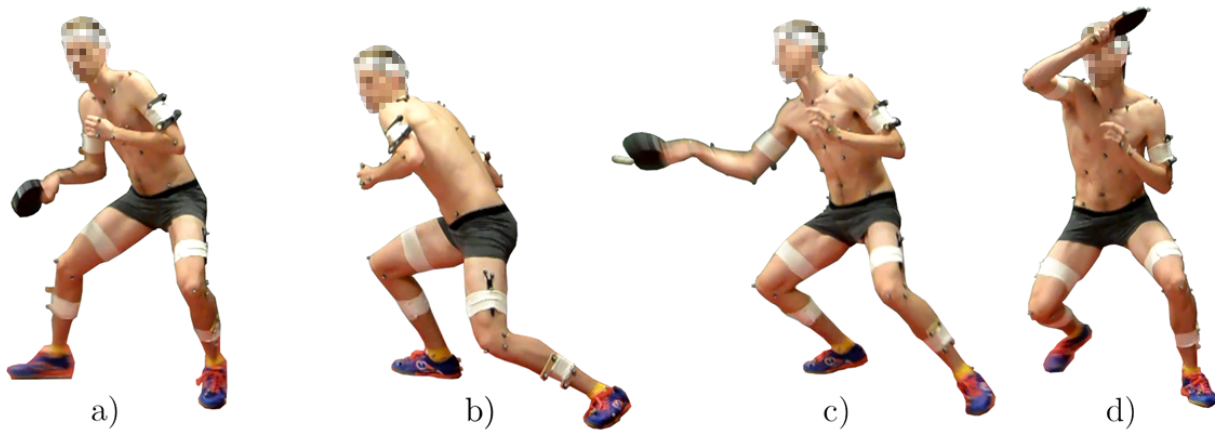


Figure III.1 – Différents instants des phases du geste de frappe du tennis de table. a) Phase d'attente. b) Fin du *backswing*. c) Impact entre la balle et la raquette. d) Fin du *forward swing*

III.3.3 Cinématique

Concernant la cinématique du tennis de table, seulement deux articles traitaient des membres inférieurs, et trois sur le corps complet alors que les autres portaient sur le membre supérieur ($n = 3$) ou la raquette ($n = 1$). Les joueurs de haut niveau avaient plus de flexion ($74.2 \pm 8.1^\circ$) du côté dominant (côté raquette) que les joueurs de niveau intermédiaire ($57.1 \pm 1.8^\circ$) à la fin de la phase de préparation (*backward swing*), et plus d'extension ($12.8 \pm 5.1^\circ$ contre $5.6 \pm 3.3^\circ$) et de rotation interne de hanche ($19.1 \pm 7.6^\circ$ à la fin de la phase d'attaque (*forward swing*)) [Qian et al., 2016]. Iino [Iino, 2017] a montré la relation entre la vitesse horizontale de raquette et la valeur maximale de rotation axiale du pelvis. Il a aussi été montré que les joueurs professionnels avaient une amplitude articulaire supérieure au niveau de l'épaule et du coude par rapport aux joueurs moins expérimentés durant le revers [Iino and Kojima, 2009]. De plus, cette grande amplitude articulaire était parcourue en moins de temps par les joueurs plus expérimentés [Iino and Kojima, 2009], ce qui impliquait une vitesse de raquette plus importante et donc, une vitesse de balle plus importante [Mao, 2012].

Les vitesses angulaires articulaires pour le corps complet ont été reportées pour des joueuses juniors slovènes de niveau national [Bańkosz and Winiarski, 2018a]. Il a aussi été montré que la vitesse de raquette était fortement liée à la rotation interne du bras et de l'adduction de l'épaule durant le coup droit ; et à l'abduction du bras durant le revers. Des différences ont été observées dans l'orientation des pieds et des épaules (par rapport à la table) entre deux techniques de jeu : le coup croisé et le coup le long de la table. Des angles de flexion de genou et de coude plus importants ont été observés lors des coup le long de la table [Malagoli Lanzoni et al., 2018]. De plus, l'orientation de la raquette était plus importante lors des coups le long de la ligne, ce qui pouvait être associé à la direction du coup. L'analyse de la distribution du temps lors des différents coups a montré que la durée de la phase d'attaque (*forward swing*) n'était pas significativement différente entre les joueurs. Cependant, les joueurs pouvaient augmenter le temps total de frappe en augmentant la durée de la phase de préparation (*backward swing*) [Bańkosz and Winiarski, 2017].

Le récapitulatif des articles de cette partie se trouve au tableau III.1.

Tableau III.1 – Tableau récapitulatif des articles de cinématique

Référence	Participants		Acquisition du mouvement			Méthode		
	Nombre	Age (ans)	Système d'acquisition	Caméras vidéos	Fréquence	Coup étudié	Segment étudié	Données à la hanche
Bañkosz and Winiarski [2017]	12	20±5,5	6 BTS Smart E caméras	2	120 Hz, 20 Hz	Coup droit et Revers	Raquette	-
Bañkosz and Winiarski [2018a]	10	16±2,5	7 BTS Smart E caméras	3	120 Hz, 20 Hz	Coup droit et Revers	Corps complet	Vitesses angulaires
Bañkosz and Winiarski [2020]	7	23±2	Centrales inertielles	NA	NA	Coup droit	Corps complet	Angles articulaires
Iino et al. [2008]	11	21,1±4,4	Caméras vidéos	NC	500 Hz	Revers	Membre supérieur	-
Iino and Kojima [2009]	17	20,6±1,2	Caméras vidéos	5	200 Hz	Coup droit	Membre supérieur	-
Iino [2017]	18	20,7±1,1	8 Caméras VICON	NA	250 Hz	Coup droit	Membre inférieur	Angles articulaires
Malagoli Lanzoni et al. [2018]	7	22,2±3,2	8 Caméras vidéo	NA	500 Hz	Coup droit	Corps complet	-
Mao [2012]	18	22,3±1,8	10 Caméras VICON	NA	240 Hz	Coup droit	Membre supérieur	-
Qian et al. [2016]	26	20,1±0,9	8 Caméras VICON	NA	200 Hz	Coup droit	Membre inférieur	-

III.3.4 Dynamique

Cinq articles ont été inclus dans cette catégorie. Trois traitaient des membres supérieurs et les deux autres des membres inférieurs. Ces études ont permis de montrer que l'effort vertical de réaction du sol sur le pied pouvait atteindre 1.5 fois le poids du corps pendant les coups de tennis de table [Yan, 2017]. Le flux d'énergie à travers le corps a aussi été étudié [Iino and Kojima, 2011, 2016a,b; Iino, 2017] et il a été montré que les membres inférieurs étaient la source principale d'énergie pour le tennis de table durant le coup droit [Iino and Kojima, 2016a]. Aussi, le lien entre la vitesse horizontale de raquette et le moment de rotation axiale de la hanche du côté dominant a été montré. Cependant, les joueurs utilisaient des techniques différentes pour générer la vitesse verticale de raquette [Iino, 2017].

Concernant les membres supérieurs, les joueurs plus expérimentés possédaient des moments de rotation interne de l'épaule plus importants que les joueurs intermédiaires pendant le coup droit, ce qui leur permettait de transférer plus d'énergie mécanique depuis le tronc vers le bras. Le couple articulaire de l'épaule, qui atteignait sa valeur maximale juste avant l'impact, contribuait aussi à la génération de la vitesse de la raquette [Iino and Kojima, 2011]. Pendant le revers, contre des balles coupées ou liftées, l'épaule était le plus grand contributeur à l'énergie mécanique du bras du côté dominant. Ce flux d'énergie était plus grand contre les balles avec un effet coupé (34 %) que contre des balles avec un effet lifté (28 %) [Iino and Kojima, 2016b]. En accord avec ces auteurs, ces résultats suggéraient que les forces de l'épaule et le timing tardif de la rotation axiale du tronc étaient importants pour un coup droit efficace.

Le récapitulatif des articles de cette partie se trouve au tableau III.2.

Tableau III.2 – Tableau récapitulatif des articles de dynamique

Référence	Participants		Système d'acquisition			Méthode		
	Nombre	Age (ans)	Acquisition du mouvement	Fréquence	Efforts au sol	Coup étudié	Segment étudié	Données à la hanche
Iino and Kojima [2011]	17	20.6±1.1	5 caméras vidéos	200 Hz	NC	Coup droit	Membre supérieur	-
Iino and Kojima [2016a]	10	20,6±1,3	8 caméras VICON	250 Hz	NC	Coup droit	Membre supérieur	-
Iino and Kojima [2016b]	8	20.6±1.3	8 caméras VICON	250Hz	NC	Revers	Membre supérieur	-
Iino [2017]	10	20.6±1.3	8 caméras VICON	250Hz	NC	Coup droit	Membre inférieur	Moments, puissance
Yan [2017]	8	21,9±1,1	NC	NC	Kistler 3D (1000Hz)	Coup droit	Membre inférieur	-

28

Tableau III.3 – Tableau récapitulatif des articles sur les activations musculaires

Référence	Participants		Système d'acquisition			Méthode		
	Nombre	Age	Acquisition des données	Fréquence	Activation musculaire	Coup étudié	Segment étudié	Données à la hanche
Le Mansec et al. [2018]	14	27,1±4,9	NA	NA	EMG	Coup droit, revers	Membre supérieur	-
Tsai et al. [2010]	5	22,6±3,3	10 caméras VICON	250 Hz	EMG	Coup droit	Membre supérieur	-
Wang et al. [2018]	20	NC	8 caméras VICON	200 Hz	EMG	Coup droit	Membre inférieur	Activation muscles

III.3.5 Analyse musculaire

Concernant l'activité musculaire en coup droit, aucune différence dans le maximum du signal électromyographique n'a été trouvée au moment de l'impact entre des balles coupées et liftées [Tsai et al., 2010]. Néanmoins, il a été montré que l'activité musculaire des membres inférieurs du côté dominant dépendait du coup effectué. En effet, une activité musculaire supérieure a été trouvée pour les coups d'attaque par rapport aux coup défensifs, ce qui accélérerait la fatigue musculaire [Le Mansec et al., 2018]. De plus, il a été montré que les joueurs expérimentés ont une activité musculaire moins importante, au niveau des membres inférieurs, que les joueurs moins expérimentés lors de coup droit contre des balles coupées. Cela montre que les joueurs expérimentés sont capables de mieux gérer leur fatigue que les joueurs de plus faible niveau [Wang et al., 2018].

Le récapitulatif des articles de cette partie se trouve au tableau III.3.

III.3.6 Conclusion sur la biomécanique du tennis de table

L'analyse biomécanique requiert la détection de phases lors du geste de frappe du tennis de table. Même si cette détection semblait être d'un intérêt particulier, les méthodes employées dans les différentes études restaient différentes. De plus, la détection de l'instant de l'impact entre la balle et la raquette restait un défi et certains auteurs ont fait l'hypothèse que cet instant était concomitant avec l'instant de vitesse maximale de la raquette. Un article est en cours de développement à ce sujet (voir annexe B.1.3 page 244). En terme de biomécanique, les joueurs de haut niveau avaient une plus grande amplitude articulaire que les joueurs de niveau intermédiaire au niveau des membres supérieurs et inférieurs lors des gestes classiques. La hanche est très impliquée lors des frappes de tennis de table et une relation significative a été trouvée entre les moments mécaniques à la hanche et la vitesse horizontale de raquette. Par ailleurs, l'énergie mécanique impliquée lors des gestes était principalement produite par les membres inférieurs. Parmi les articulations du membre supérieur, l'épaule a été trouvée comme principale contributrice de l'énergie du bras du côté dominant. La haute implication de ces articulations pouvait être analysée en regard des blessures.

III.4 Pathologies et tennis de table

La recherche initiale sur les bases de données a permis d'identifier 67 articles. Après inclusion et exclusion en fonction des critères, dix articles ont été conservés pour cette revue. Trois articles ont été classés dans la catégorie "blessures aiguës" et sept dans la catégorie "blessures chroniques".

III.4.1 Blessures aiguës

Les principales blessures aiguës en tennis de table sont des accidents se produisant pendant le jeu telles que des entorses de chevilles ou des pathologies aiguës du poignet [Junge et al., 2009]. Cependant, ces blessures aiguës sont rares. En effet, il a été estimé que seuls 3 % des joueurs participants aux Jeux Olympiques de Pékin 2008 ont eu une blessure au cours des jeux et impactant leur pratique [Junge et al., 2009]. De plus, ces blessures ont principalement eu lieu lors de l'entraînement et peu lors de la compétition (une blessure sur les six reportées) et un tiers d'entre elles ont entraîné un arrêt de la pratique sportive du joueur pendant moins d'une semaine et une seule blessure a entraîné un arrêt de plus d'un mois [Junge et al., 2009]. Lors des Jeux Olympiques de Rio de 2016 [Soligard et al., 2017], les mêmes proportions ont été retrouvées avec 3 % des joueurs qui se sont blessés durant la compétition et ces blessures ont donné lieu à l'arrêt de la pratique pour une semaine au maximum. Les blessures sont équitablement réparties entre les membres inférieurs (50 %) et sur le haut du corps (50 %). Les diagnostics les plus fréquents reportés étaient l'entorse de cheville et les blessures à la cuisse. Cependant, la localisation de ces blessures n'a pas été rapportée précisément. Un cas de luxation des doigts a aussi été rapporté chez un joueur amateur mais cela a été classé comme un cas très rare vu le peu de littérature à ce sujet [Ron et al., 1983].

III.4.2 Blessures chroniques

La plupart des articles traitant des blessures chroniques concernaient les membres supérieurs. Il a été montré que les joueurs de tennis de table avaient un déficit de rotation interne de l'articulation gléno-humérale du côté dominant mais le secteur angulaire était

conservé en rotation interne/externe [Kamonseki et al., 2018]. De plus, la relation entre ce déficit et les douleurs à l'épaule n'était pas explicitée. Des cas cliniques ont aussi été rapportés concernant des jeunes joueurs de niveaux différents [Pintore and Maffulli, 1991; Petschnig et al., 1997; Copcu, 2004; Tsuda et al., 2005] et il a été montré que l'augmentation de la pratique du tennis de table pouvait avoir un impact sur les os, comme une fracture de fatigue de l'ulna [Petschnig et al., 1997]. Le lien entre les douleurs du rachis et la pratique du tennis de table a été étudié mais aucune corrélation n'a été trouvée [Raschka and Weber, 2004].

Une seule étude s'est intéressé à l'épidémiologie du tennis de table en rapportant les localisations des blessures pour les joueurs de sport de raquette de haut niveau slovènes (tennis de table, tennis, et badminton) [Kondric et al., 2011]. La plupart des blessures rapportées étaient localisées à l'épaule (20 %), puis au rachis et aux hanches (15 % chacun), à la cheville (13 %) et au poignet (11 %). Les diagnostics n'ont cependant pas été décrits.

III.4.3 Conclusion sur les pathologies en tennis de table

Peu d'études ont été consacrées à l'étude épidémiologique du tennis de table, que ce soit en compétition ou en loisir, et le peu d'articles sur le sujet ne permet pas d'avoir une description détaillée des blessures et pathologies liées au tennis de table. Cependant, de plus en plus de joueurs et anciens joueurs du pôle France INSEP (source : pôle France FFTT et département médical de l'INSEP) reportent des douleurs de hanche. Certains joueurs, anciens et actuels [Choiselat, 2019], ont même eu recours à des prothèses de hanches et ce, des deux côtés malgré leur jeune âge. Il est donc nécessaire de comprendre d'où viennent ces douleurs et pathologies.

III.5 Pré-étude de 2016

Les réflexions sur la pathogénie de ces pathologies précoces et évolutives a abouti à trois hypothèses :

- Était-elle due à une augmentation de la charge d'entraînement ?
- Ou alors à un changement du revêtement des sols apparu ces dernières années ?

Les salles étaient équipées de parquet qui a été jugé trop glissant, et ont évolué vers un sol Taraflex en PVC.

- Ou encore à une prédisposition morphologique de l'articulation coxo-fémorale associée à des charges répétées en période de croissance ?

C'est pour ces raisons qu'a été débutée une collaboration entre l'INSEP, la FFTT et le laboratoire pour essayer de répondre aux questionnements sur l'influence de la nature du sol et sur la morphologie coxo-fémorale.

Préalablement à ce travail, une étude préliminaire avait été réalisée en 2016 pour répondre à l'hypothèse suivante : est-ce que le sol peut être responsable de l'apparition des douleurs ? En effet, les douleurs de hanche sont principalement apparues ces dernières années et un des changements majeurs introduit dans la pratique du tennis de table, hormis la mise en place d'un programme d'entraînement intensif lors de l'entrée en pôle, a été le changement du sol. Le sol officiel pour la pratique est alors passé d'un sol en parquet en bois vers un sol PVC type Taraflex®.

L'objectif était de réaliser une analyse biomécanique personnalisée sur les deux types de surfaces, en quantifiant la cinématique et la dynamique articulaire personnalisée. Huit joueurs du pôle élite de l'INSEP ont participé à cette étude. Les gestes de coup droit et de pivot (coup droit avec un déplacement) étaient effectués contre un robot lanceur de balles dans la salle d'analyse du mouvement de l'IBHGC. Les joueurs étaient équipés de marqueurs réfléchissants sur le corps complet. La salle était équipée de treize caméras VICON (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK) et de deux plateformes de force (AMTI BP6001200, USA, 1000 Hz) recueillant les efforts au sol (Figure III.2). Les joueurs ont aussi effectué des prises de clichés stéréo-radiographiques (EOS, EOS Imaging, France) équipés des marqueurs afin de réaliser des analyses biomécaniques personnalisées suivant la méthodologie développée pour l'étude du swing de golf [Bourgain, 2018].

L'analyse des différentes données a pu mettre en avant certains paramètres morphologiques différents entre les joueurs ayant des douleurs et ceux n'en ayant pas [Nguyen et al., 2016]. Pour l'analyse biomécanique, il a été conclu que le type de sol n'avait pas d'effet sur les efforts au sol ou à la hanche (moments articulaires nets) [Sauret et al., 2017]. Cependant, malgré le fait que les mesures devaient permettre la personnalisation de la chaîne cinématique, l'analyse est restée sur un modèle générique compte tenu des délais, sans pour autant remettre en cause les conclusions puisqu'aucune différence n'était notée,

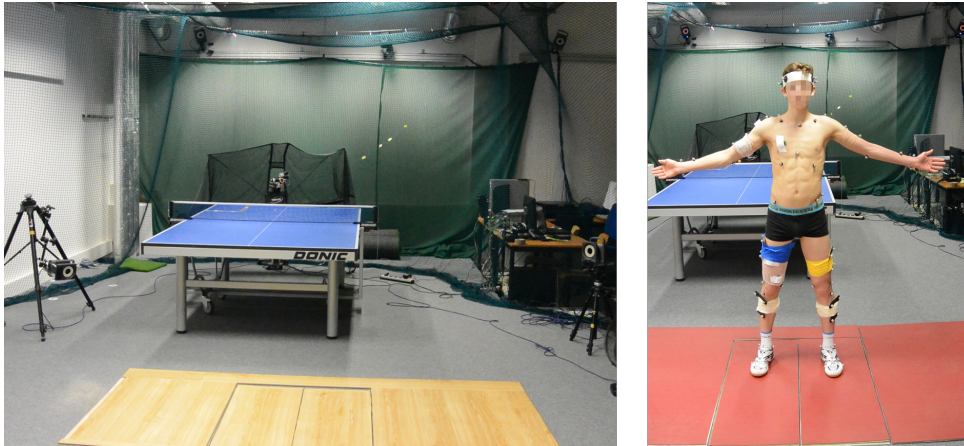


Figure III.2 – Salle d'analyse du mouvement avec à gauche le parquet en bois et à droite le sol PVC type Taraflex®

ni sur la cinématique, ni sur la dynamique entre les surfaces.

Cette étude a permis de montrer l'importance que pourrait avoir une analyse personnalisée et les faiblesses du protocole utilisé. En particulier, les limites quand à l'utilisation du robot lanceur de balle (pas de contrôle de l'effet de la balle, difficulté de normaliser le positionnement de la balle et la fréquence d'envoi), les difficultés de labellisation sur les pieds d'où la nécessité de rajouter des caméras avec une meilleure visibilité sous la table, les difficultés associées au manque de données d'effort au sol car les joueurs se déplacent beaucoup et ne placent pas tout le temps les pieds sur les plateformes de force. De plus, dans le temps imparti pour cette étude, nous avons utilisé un modèle générique mais il serait plus intéressant d'utiliser un modèle personnalisé [Bourgain et al., 2016].

III.6 Conclusion sur l'état de l'art et objectifs de la thèse

Les études sur la biomécanique du tennis de table se sont principalement attachées à décrire la performance de ce sport. En effet, il a été montré que les joueurs les plus expérimentés présentent de plus grandes amplitudes articulaires au niveau des membres supérieurs et inférieurs que les joueurs moins expérimentés. Peu d'articles se sont consacrés à l'étude de la hanche en particulier mais il a néanmoins été montré qu'il y avait un

lien entre les moments produits à la hanche et la vitesse horizontale de raquette. Aussi, l'énergie mécanique générée lors des gestes de tennis de table est principalement produite par les membres inférieurs. L'épaule est aussi une articulation très sollicitée puisqu'elle a été trouvée comme la principale contributrice à l'énergie du bras. La forte implication des épaules et des hanches est alors à analyser en regard des blessures qui interviennent à ces articulations (20 % pour les épaules et 15 % pour les hanches). Il est cependant difficile, à partir de la littérature, de comprendre ce qui pourrait expliquer les pathologies de hanche chez les pongistes, en particulier l'arthrose et les conflits fémoraux-acétabulaires.

Une étude préliminaire a permis d'écarter l'hypothèse selon laquelle le changement de sol d'un sol parquet en bois vers un sol PVC type Taraflex® avait un impact sur les efforts à la hanche (moments articulaires nets) lors de coups classiques du tennis de table. Cette étude a aussi permis de mettre en avant certains paramètres morphologiques différents entre les cohortes "Douleur" et "Non douleur" ainsi que des améliorations possibles du protocole.

L'objectif de la thèse est donc de trouver des marqueurs favorisant l'apparition de mécanismes lésionnels de la hanche. L'hypothèse est que les joueurs présentant des douleurs au niveau de l'une ou des deux hanches avaient une morphologie de hanche et une gestuelle qui pourrait favoriser une augmentation des pressions locales au niveau des hanches, entraînant, à la longue, une pathologie source de douleurs. Afin d'étudier ces pressions locales, la connaissance de la morphologie ainsi que des efforts de contact au niveau des hanches lors des mouvements spécifiques de tennis de table sont nécessaires.

Dans un premier temps, il faut obtenir les configuration articulaire et musculaire lors des gestes spécifiques de tennis de table. Elles peuvent être définies grâce à un modèle musculo-squelettique personnalisé du membre inférieur obtenu en couplant une analyse du mouvement (salle d'analyse du mouvement avec quinze caméras et deux plateformes de force) et une imagerie de stéréo-radiographie EOS (EOS imaging). Dans un second temps, les forces de contraction musculaires personnalisées sont obtenues avec une optimisation statique après une personnalisation des insertions et points de passages musculaires. Dans un troisième temps, cette configuration articulaire ainsi que les efforts liés aux contractions musculaires sont utilisés pour construire le modèle analytique du contact au niveau de la hanche. Les étapes clés de la thèse sont donc de :

- Personnaliser un modèle musculo-squelettique des membres inférieurs, tant au

niveau des centres articulaires et des axes de rotation que de l'ensemble des groupes musculaires.

- Obtenir les tensions musculaires lors de mouvements spécifiques de tennis de table. Il faudra d'abord ajouter les muscles au modèle puis calculer les contractions musculaires via une optimisation statique.
- Créer un modèle analytique du contact au niveau de la hanche afin de déterminer les pressions de contact ainsi que leur répartition. La théorie de Hertz est utilisée pour développer ce modèle analytique simple qui permettra d'obtenir les répartitions de pression en fonction des paramètres morphologiques tels que le rayon de la tête fémorale, sa sphéricité, et les paramètres liés à l'acétabulum.

CHAPITRE IV

Matériel et Méthodes



Sommaire

IV.1	Introduction	39
IV.2	Cohortes	40
IV.3	Protocole général	41
IV.3.1	Organisation de l'expérimentation	41
IV.3.2	Examen clinique	42
IV.3.3	Capture du mouvement	46
IV.3.4	Stéréo-radiographie	49
IV.3.5	Reconstruction des membres inférieurs.	51
IV.4	Traitement des données	52
IV.4.1	Création du modèle musculo-squelettique	54
IV.4.2	Obtention des paramètres inertiels	56
IV.4.3	Personnalisation du modèle musculo-squelettique	57
IV.4.4	Traitement des trajectoires des marqueurs	63
IV.4.5	Comparaison des cohortes	64
IV.5	Conclusion du protocole général et perspectives	65

IV.1 Introduction

L'analyse de l'état de l'art fait apparaître peu d'informations permettant de comprendre l'apparition de douleurs de hanche chez les pongistes. Les hypothèses formulées sont que l'origine de ces douleurs peuvent provenir de facteurs géométriques (proximités des butées) ou mécaniques (pression de contact trop importante ou puissance dissipée dans l'articulation trop importante). Ainsi, il est nécessaire de développer un protocole permettant d'analyser des critères pouvant favoriser l'apparition de mécanismes lésionnels de la hanche. De plus, les paramètres morphologiques sont nécessaires car ils peuvent aussi être indicateurs de mécanismes lésionnels, comme nous avons pu le voir dans les chapitres précédents.

Le but du protocole était de quantifier et d'analyser en situation la plus écologique possible les paramètres biomécaniques et morphologiques jouant sur la performance et les risques lésionnels. Pour cela, il a été proposé d'analyser les joueurs en situation d'opposition (ce principe permettait d'avoir des conditions réalistes avec notamment des vitesses de rotation de balle impossible à reproduire avec un robot [Iino et al., 2008]). La salle a été équipée du revêtement Taraflex spécifique au tennis de table afin de reproduire le plus fidèlement possible des conditions réelles de jeu. Nous avons effectué une analyse de leur cinématique à l'aide d'un système opto-électronique à marqueurs passifs combiné à la mesure des actions mécaniques au sol via des plates-formes de forces. Le modèle personnalisé nécessaire à l'analyse inverse a été réalisé à partir d'un modèle 3D EOS issu de stéréoradiographies. En parallèle, un examen clinique avec un focus tout particulier sur les hanches a été effectué pour chaque joueur.

Ensuite, l'analyse biomécanique couplée à la reconstructions 3D du squelette à partir des clichés stéréoradiographiques permettait de calculer les angles articulaires et les forces de contact personnalisés dans les articulations, nécessaires au calcul de pression de contact dans les hanches.

IV.2 Cohortes

L'autorisation du comité de protection des personnes (CPP n° 2018-A00173-52) Ouest III de Poitiers a été obtenue le 15 Juin 2018.

L'inclusion à cette étude était réalisée par l'un des médecins investigateurs si le sujet était volontaire pour l'étude après information détaillée et signature d'un formulaire de consentement éclairé. Pour les sujets mineurs, la participation volontaire ainsi que la signature d'un formulaire de consentement éclairé de la part des deux parents était nécessaire avant leur participation à l'étude. Le sujet devait pratiquer le tennis de table à haut niveau et avoir plus de douze ans pour participer à l'étude.

Dans ce protocole, trois cohortes concernant des sportifs de haut niveau mais d'âges différents étaient définies :

- Cohorte A : Tous les joueurs élités âgés de 12 à 21 ans et inscrits dans une filière de haut niveau. Ces joueurs étaient ceux qui étaient encore en période de croissance et qui suivent actuellement un entraînement intensif. Leur suivi permettrait d'évaluer l'évolution de paramètres morphologiques à différents stades de leur développement. À l'intérieur de ce groupe, l'analyse sera affinée par classe d'âge plus réduite (par tranche de 2 ans par exemple, ou en fonction du stade de maturation du squelette basé sur le test de Risser [[Bacquaert, 2017](#)]).
- Cohorte B : Joueurs élités, à partir de 22 ans, aussi inscrits dans des filières de haut niveau. Ils pratiquaient un entraînement intensif depuis leur entrée en pôle vers 12-13 ans et, contrairement à la cohorte A, ils ont terminé leur croissance. Cela devait alors permettre d'observer l'effet que l'entraînement intensif aurait pu avoir sur leurs caractéristiques morphologiques et fonctionnelles.
- Cohorte C : Anciens élités, jusqu'à 55 ans. Cela concernait des anciens joueurs élités qui pouvaient, pour certains, avoir arrêté la pratique du tennis de table. Comme l'entraînement intensif n'a été introduit que depuis une dizaine d'années, le recours à ces joueurs devait permettre d'évaluer l'effet de l'entraînement précoce sur l'évolution des paramètres morphologiques du bassin et du fémur proximal. L'âge limite de 55 ans a été choisi en compromis avec le nombre de sujets pouvant être recrutés et le fait que l'arthrose ne soit pas simplement une

arthrose plus commune, simplement liée à l'avancée en âge.

Les participants des cohortes A et B effectuaient l'analyse du mouvement qui était couplée à une analyse radiographique et un examen clinique de la hanche. Les participants de la cohorte C faisaient seulement l'analyse radiographique et l'examen clinique, ils ne participaient pas à la capture du mouvement.

Afin d'analyser l'apparition des critères pouvant favoriser l'apparition de mécanismes lésionnels de la hanche, deux cohortes ont été définies en fonction l'existence ou non de douleurs au moment de l'acquisition.

IV.3 Protocole général

Le protocole détaillant les différentes acquisitions auxquelles le joueur a participé lors de sa venue au laboratoire est expliquée dans cette partie. L'objectif de ce protocole était de collecter des données dans l'étude des douleurs de hanche telles que les amplitudes articulaires avec l'examen clinique, les paramètres biomécaniques avec l'analyse du mouvement, et les paramètres morphologiques au travers de la prise de clichés stéréoradiographiques.

IV.3.1 Organisation de l'expérimentation

Les joueurs arrivaient par paire à l'IBHGC et l'organisation était prévue pour faire passer 4 joueurs par demi-journée (4h).

Les étapes nécessaires à l'analyse biomécanique et morphologiques, visibles sur la figure IV.1, sont les suivantes :

- Examen clinique réalisé par un des médecins investigateurs
- Capture du mouvement comprenant des acquisitions de mouvements fonctionnels utilisées pour la calibration du modèle servant dans le logiciel Vicon et des acquisitions de tennis de table
- Prise de clichés stéréoradiographiques (EOS)
- Acquisition Bodyscan de l'enveloppe externe (non exploitée dans cette thèse)

Le temps d'équipement et de dés-équipement des joueurs avec le nombre important de marqueurs à placer sur le corps devait aussi être pris en compte.

Les joueurs effectuaient les gestes de tennis de table l'un contre l'autre et deux joueurs étaient alors mobilisés lors de ces acquisitions. En alternant le passage de quatre joueurs, il a été possible de tous les faire passer en quatre heures, en alternant leurs différents passages et en ayant toujours deux sets de marqueurs complets disponibles.

	Accueil	Verif consentement	Examen clinique	Équipement	Vicon mvt fonct	Vicon TdT	EOS	Déséquipement
09:00	Sujet 1,2,3,4	Sujet 1,2,3,4						
09:15			Sujet 1					
09:30			Sujet 2	Sujet 1				
09:45			Sujet 3	Sujet 2	Sujet 1			
10:00						Sujet 1 avec 3	Sujet 2	
10:15						Sujet 1 avec 3		
10:30					Sujet 2		Sujet 1	
10:45						Sujet 2 avec 4		Sujet 1
11:00						Sujet 2 avec 4		
11:15			Sujet 4	Sujet 3				Sujet 2
11:30				Sujet 4	Sujet 3			
11:45						Sujet 3 avec 1	Sujet 4	
12:00						Sujet 3 avec 1		
12:15					Sujet 4		Sujet 3	
12:30						Sujet 4 avec 2		Sujet 3
12:45						Sujet 4 avec 2		
13:00								Sujet 4

Figure IV.1 – Exemple d'organisation temporelle pour une demi-journée d'expérimentation avec quatre joueurs

IV.3.2 Examen clinique

L'objectif de cette partie était de proposer un examen clinique standardisé et pertinent pour l'analyse des douleurs de hanche que pouvaient présenter les joueurs. Les différents tests de l'examen clinique permettaient de comparer les amplitudes articulaires de la hanche et du rachis et de révéler si les joueurs présentaient des conflits fémoro-catébulaires, symptomatiques ou non. Le questionnaire présent dans cet examen clinique a été construit par les médecins du projet.

Présentation de l'examen clinique

Dans un premier temps, la réflexion s'est portée sur l'élaboration d'un examen clinique standardisé, pertinent vis-à-vis des pathologies de hanche et réalisable dans le cadre d'une pratique clinique. Les médecins qui étaient amenés à examiner les pongistes étaient différents en termes d'âge et de formation, ce qui avait une incidence sur les pratiques cliniques et nécessitait d'homogénéiser les pratiques. Ceci a abouti à un protocole d'examen clinique de la hanche et du rachis, construit et validé par l'ensemble des médecins investis dans le projet.

Cet examen clinique, dont la fiche de recueil avec les illustrations est visible à l'annexe A.2 page 180, commençait debout avec l'observation de la marche, puis de face pour l'analyse du morphotype et de profil à la recherche d'une attitude de repos "vicieuse" (flessum ou recurvatum de genou). Ensuite, un examen du rachis était mené à la recherche d'une raideur ou douleur au niveau des amplitudes articulaires et lors de la palpation des épineuses et des sacro-iliaques. L'examen de hanche comprenait la mesure des amplitudes articulaires bilatérales (extension, flexion, abduction, rotation interne et externe assis puis en décubitus ventral) ainsi que les tests spécifiques de l'articulation de la hanche tels que le FADIR (flexion-adduction-rotation interne) et le FABER (flexion-abduction-rotation externe) avec une attention particulière sur la présence d'une douleur ou non [Hananouchi et al., 2012; Ratzlaff et al., 2013]. Puis une évaluation de l'état de souplesse musculaire était réalisée au niveau des chaînes antérieures (distance talon-fesse pour le quadriceps), postérieures (l'extensibilité des ischio-jambiers et mesure de la distance doigt-sol) et des loges internes (distance condyle externe-table) des membres inférieurs ainsi qu'au niveau du rachis (indice de Schöber) [Cidem et al., 2012]. Enfin, deux tests d'endurance musculaire des abdominaux et des spinaux étaient réalisés (test d'Ito Shirado et test de Sorensen [Biering-Sørensen, 1984; Ito et al., 1996]).

Étude de reproductibilité de l'examen clinique

Standardiser le protocole d'examen clinique était un élément indispensable mais l'évaluation des incertitudes liées aux différentes mesures réalisées lors de cet examen l'était également. Pour cela, une étude de reproductibilité a été conduite.

Quatre expérimentateurs de différentes spécialités (chirurgien orthopédiste, méde-

cins du sport ou interne en médecine physique et réadaptation) âgés entre 27 et 50 ans, ont examiné les deux hanches de huit sujets (une fille et sept garçons), âgés de moins de trente ans et ne pratiquant pas le tennis de table mais une activité physique régulière, lors de deux sessions d'examen clinique à deux semaines d'intervalle. Pour chaque examen clinique, le sujet réalisait un échauffement de quelques minutes de marche à vitesse normale avant d'être examiné. L'examen était réalisé au niveau de chaque hanche sur les amplitudes articulaires dans l'ordre suivant : extension, abduction, rotation interne et rotation externe en position assise, rotation interne et externe en décubitus ventral.

L'extension, la flexion, l'adduction et l'abduction ont été mesurées avec un goniomètre médical tandis que les mesures de rotation interne et externe ont été réalisées avec l'application « Angle Pro » téléchargée gratuitement sur les différents *smartphones* des expérimentateurs. Le choix de ce déroulé a été fait pour s'adapter au mieux à la réalité des pratiques cliniques et pouvoir être implémenté ensuite dans la pratique courante.

Pour chaque sujet, l'ordre de la réalisation de l'examen clinique par les différents examinateurs était aléatoire. En tout, chaque sujet a été évalué huit fois, deux fois par chaque évaluateur au cours des deux sessions. Cette étude a permis de quantifier, pour chaque paramètre, une incertitude de reproductibilité et une évaluation de la constance dans le temps (à deux semaines d'intervalle) et liée à l'état du sujet au moment de l'examen, et une incertitude globale basée sur les deux précédents. Cette méthode est basée sur la norme ISO 5725 [[International Organization for Standardization, 1994](#)] mais, à la différence de la norme, il n'y a pas que la méthode qui change mais aussi potentiellement l'état du sujet. Cependant, les modalités de calcul restaient les mêmes.

Pour les différents paramètres évalués, l'incertitude de reproductibilité a été quantifiée pour chacune des deux sessions de mesure à travers l'écart-type des valeurs obtenues par l'ensemble des expérimentateurs pour chaque sujet.

$$\mathbf{Sr}_{i,k} = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^m (x_{i,j,k} - \overline{x_{i,k}})^2}{m}} \quad (\text{IV.1})$$

Avec i le sujet, j l'opérateur, k la session, m le nombre d'opérateurs (ici $m = 4$) ; $x_{i,j,k}$ la valeur du paramètre pour le sujet i examiné par l'opérateur j lors de la session k ; et la

valeur moyenne $\overline{x_{i,k}}$ des m opérateurs pour le sujet i lors de la session k , soit :

$$\overline{x_{i,k}} = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m x_{i,j,k} \quad (\text{IV.2})$$

La valeur moyenne de ces écarts-types $\mathbf{Sr}_{i,k}$ sur l'ensemble des sujets a ensuite été retenue comme indicateur global pour chacune des deux sessions.

$$\mathbf{Sr}_k = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \mathbf{Sr}_{i,k} \quad (\text{IV.3})$$

Avec k la session, i le sujet, et n le nombre de sujets (ici $n = 8$).

Pour l'ensemble des deux sessions, l'indice de reproductibilité a été calculé par la moyenne des écart-types obtenus lors des deux sessions :

$$\mathbf{Sr} = \frac{1}{l} \sum_{k=1}^l \mathbf{Sr}_k \quad (\text{IV.4})$$

Avec l le nombre de sessions (ici $l = 2$).

La constante du paramètre dans le temps a été définie par la différence des moyennes par sujet pour l'ensemble des opérateurs entre les deux sessions. La valeur moyenne sur l'ensemble des sujets des différences absolues a ensuite été retenue comme indicateur global :

$$\delta = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |\overline{x_{i,k+1}} - \overline{x_{i,k}}| \quad (\text{IV.5})$$

Avec $k = 1$ qui correspond à la première session et $k + 1 = 2$ qui correspond à la deuxième session.

Finalement, les deux indicateurs précédents ont été utilisés afin de proposer un indicateur global d'incertitude conformément à la norme 5725 [[International Organization for Standardization, 1994](#)], calculé comme suit :

$$\epsilon = \sqrt{Sr^2 + \delta^2} \quad (\text{IV.6})$$

Pour chaque paramètre, les résultats moyens obtenus pour chaque sujet lors des deux sessions ont été utilisés pour créer une base de donnée de référence de population

"générale" (en accord avec l'âge des pongistes qui seront évalués), relative à l'examen clinique mis en place. La valeur retenue pour chaque sujet était :

$$\mu_i = \frac{1}{n \times l} \sum_{k=1}^l \sum_{j=1}^m x_{i,j,k} \quad (\text{IV.7})$$

Avec m le nombre d'examineur (ici $m = 4$), l le nombre de session (ici $l = 2$), k la session, j l'opérateur et $x_{i,j,k}$ la valeur du paramètre pour le sujet i par l'opérateur j lors de la session k .

IV.3.3 Capture du mouvement

La salle d'analyse du mouvement de l'IBHGC a été utilisée pour la capture des différents mouvements de tennis de table. Elle était composée d'un système de capture du mouvement à marqueurs passifs (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK) équipé de 15 caméras (Vicon, Vera 1.3/2.2) (deux caméras ont été ajoutées depuis l'étude de 2016) et de deux plateformes de force (AMTI BP6001200, USA, 1000 Hz) recueillant les efforts au sol. Onze caméras étaient installées sur le haut des murs de la salle d'analyse du mouvement et quatre étaient placées sur des pieds, près du sol. Ces dernières étaient principalement utilisées pour voir les marqueurs en-dessous de la table, qui les masquent lors des acquisitions. La fréquence d'acquisition a été choisie à 200 Hz car il a été montré qu'un bon compromis existait à cette fréquence entre le suivi des marqueurs à vitesse importante et la précision du système [Benouaich, 2015].

Le joueur était équipé de 89 marqueurs réfléchissants (figure IV.2). Ce nombre a été choisi afin d'obtenir au minimum trois marqueurs par segment, en suivant les recommandations de l'ISB [Wu and Cavanagh, 1995; Wu et al., 2002, 2005] dans l'objectif de calculer la cinématique pour des techniques classiques d'analyse du mouvement et aussi de limiter l'impact de l'occlusion des marqueurs pendant le mouvement. Le joueur était équipé de ses propres chaussures et raquette. Trois marqueurs étaient aussi placés sur la raquette comme décrit sur la figure IV.2). Trois marqueurs étaient aussi placés sur la table. Un total de 22 segments étaient alors créés (la tête, les scapulas (2), les clavicules (2), les bras (2), les avant-bras (2), les mains (2), les parties inférieure (rachis lombaire) et supérieure (rachis thoracique) du tronc, le bassin, les cuisses (2), les jambes (2), les

patellas (2), les pieds (2)) (la liste des marqueurs est présentée en annexe A.5 page 187).

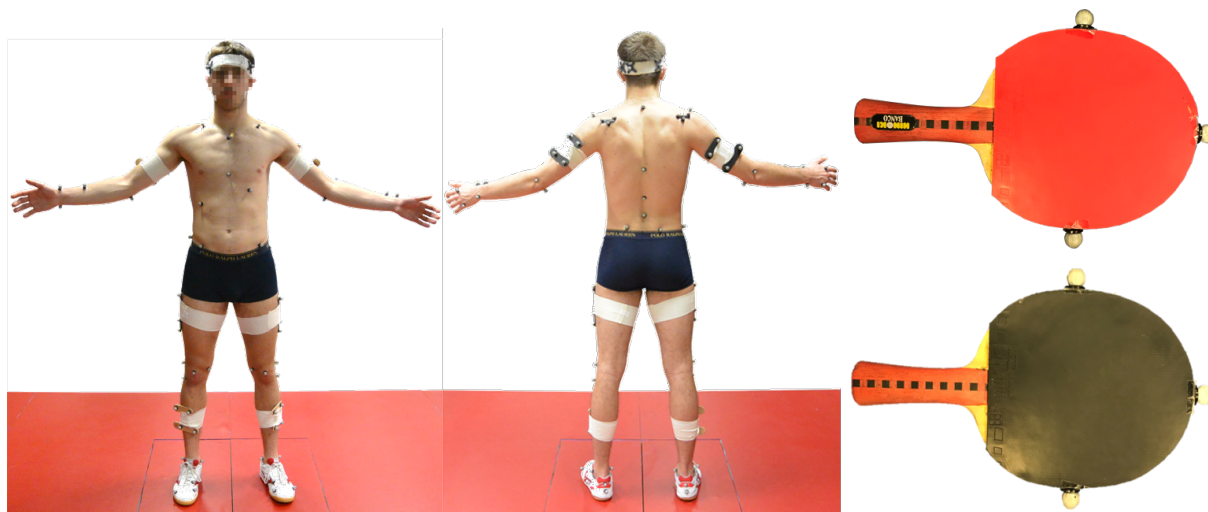


Figure IV.2 – Photographie d'un sujet équipé des marqueurs, de face et de dos, ainsi que sa raquette.

Deux types d'acquisitions étaient réalisées : des acquisitions techniques permettant de calibrer le modèle musculo-squelettique et les acquisitions utiles pour l'analyse des gestes de tennis de table.

Acquisitions techniques Une acquisition en statique était effectuée afin de s'assurer qu'il ne manquait aucun marqueur et de calibrer le modèle VICON®. Cette acquisition se faisait dans une position de référence où le participant était debout, un pied sur chaque plateforme, avec les bras écartés et les paumes vers l'avant. Cette acquisition permettait ensuite de mettre à l'échelle le modèle musculo-squelettique (voir paragraphe IV.4.3). Ensuite, des mouvements fonctionnels de toutes les articulations étaient effectués afin de pouvoir calibrer le modèle inertiel (voir paragraphe VIII.2.1). Les mouvements fonctionnels étaient effectués par les joueurs en plaçant un pied sur chaque plateforme de force. Ils devaient ensuite reproduire les mouvements fonctionnels qu'un expérimentateur placé en face de lui réalisait. Les mouvements avaient pour objectifs de solliciter les différents degrés de liberté de manière séquentielle puis combinée. La liste des mouvements fonctionnel est disponible à l'annexe A.3 page 184.



Figure IV.3 – Placement des pieds des joueurs lors des acquisitions de tennis de table à l'IBHGC

Acquisitions pour l'analyse des gestes de tennis de table Les joueurs effectuaient un échauffement entre eux et une fois qu'ils étaient prêts, il leur était ensuite demandé d'effectuer des coups à pleine puissance et de ne pas se préoccuper du placement de leurs pieds. Les mouvements suivants étaient réalisés par les joueurs :

- **Coup droit.** Les joueurs effectuaient trois coups droits suivi d'un déplacement en position de pivot puis un retour en position de coup droit. Cette activité permettait d'enregistrer les appuis de coup droit et l'appui de retour de la position de pivot.
- **Pivot.** Les joueurs effectuaient trois coups droits ou revers puis un déplacement en position de pivot. Cette activité permettait d'obtenir le premier appui du pivot chez les joueurs. Il était nécessaire d'effectuer un ou plusieurs coups droits avant le pivot car le pivot nécessite un déplacement de la position de coup droit, au centre de la table.
- **Revers.** Les joueurs effectuaient trois revers puis un déplacement en position de pivot suivi d'un retour en position de coup droit.

Les joueurs effectuaient plusieurs répétitions de ces activités et une activité était terminée une fois qu'il y avait eu au moins dix répétitions du coup avec le pied dominant (côté où la raquette était tenue) sur les plateformes.

De plus, il était impossible d'obtenir les efforts au sol des deux pieds simultanément. En effet, la disposition de la salle ainsi que celles des plateformes, fixes dans la salle, ne permettaient pas de mettre la table et les joueurs de telle sorte que les deux pieds du joueur étudié soient sur les plateformes (voir figure IV.3). La salle d'analyse de mouvement de l'IBHGC disposait de quatre plateformes de force, deux carrées (environ 40 cm

par 40 cm) espacées de 10 cm et deux rectangulaires (environ 50 cm par 100 cm) accolées. Cependant, seules les deux plateformes rectangulaires, placées côte-à-côte, ont été utilisées, notamment parce qu'elles permettaient d'obtenir une surface totale de mesure d'environ 1 m² (1200 * 800 mm exactement). Malgré cette disposition, il n'était pourtant pas possible d'obtenir les deux appuis des joueurs car leurs appuis étaient trop écartés lors des différents mouvements. Cependant, il était nécessaire, afin de calculer les efforts au niveau des hanches, de connaître tous les efforts extérieurs. Une estimation de l'action mécanique non mesurée sur le pied du côté non dominant a alors été réalisée (voir partie VII.2.1) car il n'était pas possible de prendre les deux côtés séparément dû au temps imparti pour l'acquisition et le fait que changer le pied de mesure change la disposition de la salle.

Une photographie de chaque côté de la raquette de chaque joueur a aussi été réalisée lors des acquisitions dans le but de calculer avec précision le centre de la raquette, utilisé pour le calcul de la vitesse de la raquette.

IV.3.4 Stéréo-radiographie

Afin d'obtenir les paramètres morphologiques, nécessaires à la modélisation pour l'obtention des efforts aux hanches, à la personnalisation du modèle musculo-squelettique, et à la comparaison de ces paramètres entre les cohortes, une acquisition radiographique était effectuée. Le système de stéréoradiographie EOS (EOS, EOS Imaging, France) a été utilisé dans le cadre de cette étude. Il a été choisi pour son faible niveau d'irradiation et sa proximité de la salle d'analyse du mouvement, qui permet de réaliser les radiographies sans avoir à retirer les marqueurs.

La reconstruction du squelette à partir de la prise de clichés radiographiques permettait d'accéder à la morphologie des membres inférieurs ainsi qu'aux centres articulaires personnalisés avec le sujet debout, en position de chargement [Quijano et al., 2013; Chaibi et al., 2012; Baudoin et al., 2008; Humbert et al., 2008](voir figure IV.4). Les marqueurs visibles sur les radiographies étaient aussi reconstruits à partir de ces clichés. Les marqueurs reconstruits étaient les marqueurs placés sur des reliefs osseux du bassin, des fémurs et des tibias.

La prise de clichés radiographiques avait plusieurs objectifs dans cette étude. Le

premier était d'obtenir la morphologie du fémur proximal et de l'acétabulum des participants afin d'extraire des paramètres cliniques. Le deuxième était de personnaliser la chaîne cinématique des membres inférieurs.

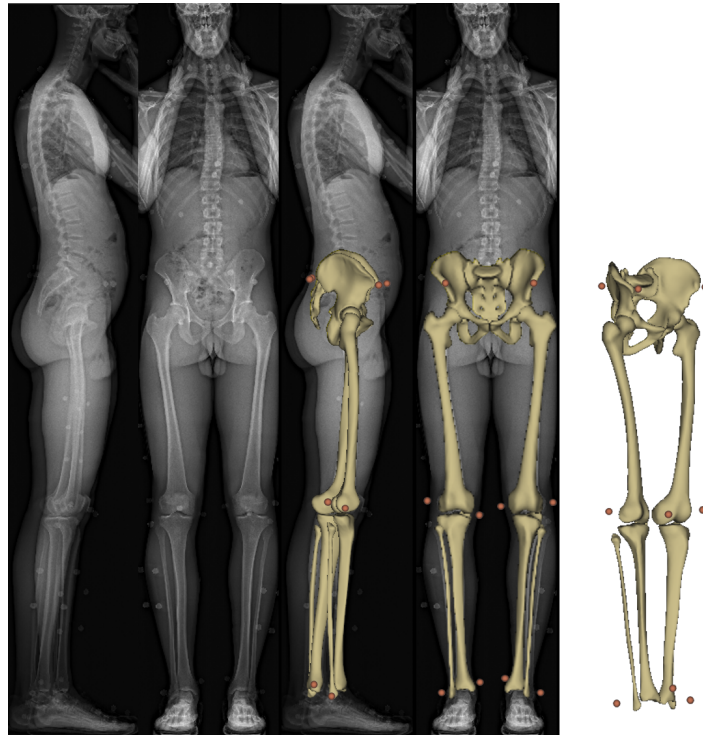


Figure IV.4 – À gauche, stéréoradiographie d'un sujet en position standard EOS ; Au milieu, superposition des reconstructions 3D sur les clichés ; À droite, modèle géométrique 3D reconstruit.

Une seule prise de clichés stéréoradiographiques pouvait ne pas être suffisante pour pouvoir reconstruire complètement les marqueurs présents sur les membres inférieurs. En effet, la taille de la cabine faisait que certains marqueurs n'apparaissent pas sur la première vue (figure IV.5). Dans ce cas, une ou plusieurs autres prises de clichés (en condition micro-dose, 10 fois moins que la radio basse-dose initiale) étaient effectuées en ne prenant que le côté où il manquait les marqueurs. En tout, les participants effectuaient au maximum trois prises de clichés stéréo-radiographiques (figure IV.5). Ce nombre était bien inférieur aux sept clichés corps complets qui correspondaient à la dose de radiation reçue par un individu vivant en France sur une année, en accord avec les données du rapport de l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire [ISRN, 2015].

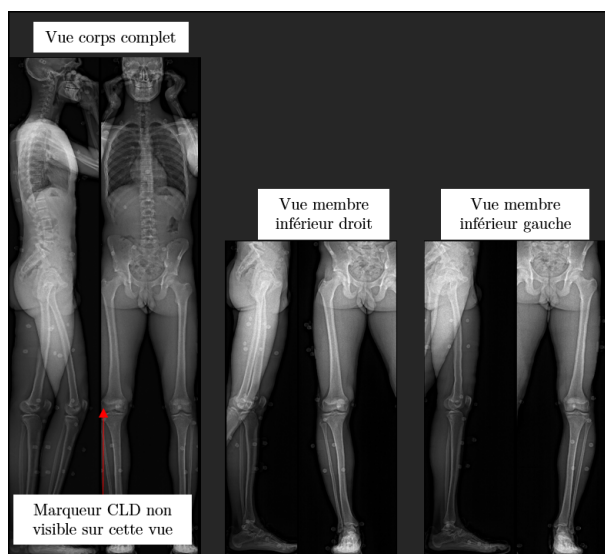


Figure IV.5 – Illustration de la prise de clichés stéréoradiographiques supplémentaires pour identifier des marqueurs manquants sur la vue principale

IV.3.5 Reconstruction des membres inférieurs

Le logiciel utilisé pour la reconstruction des membres inférieurs était le logiciel IdefX développé par l'IBHGC. Des contours des os étaient pré-définis dans le logiciel et l'utilisateur devait déplacer des poignées placées tout au long de ce contour pour venir faire correspondre le contour pré-défini avec le contour des os, et ce, sur les radiographies de face et de profil. Une fois que les contours correspondaient, les modèles 3D des os pouvaient être exportés. Le détail des méthodes de reconstruction est décrit dans la littérature [Quijano et al., 2013; Chaibi et al., 2012; Baudoin et al., 2008; Humbert et al., 2008]. Les géométries du bassin, des fémurs, des tibias, et des fibulas étaient alors exportées sous la forme d'un maillage surfacique. Ces géométries nous permettaient de réaliser la personnalisation des membres inférieurs du modèle en les intégrant à la définition des segments dans le modèle. Chaque maillage était associé à un fichier permettant la définition de régions d'intérêt telles que la tête fémorale, l'acétabulum, le cotyle etc. Les maillages surfaciques étaient utilisés pour personnaliser le modèle cinématique (voir partie IV.4.3 page 57) ainsi que les insertions musculaires (voir partie IV.4.3 page 61).

IV.4 Traitement des données

Afin d'obtenir les angles articulaires, les efforts transmis dans les articulations, et les contraintes osseuses grâce à la seule capture du mouvement, il était nécessaire d'utiliser un modèle biomécanique. Dans le cadre de cette thèse, le choix d'une approche à l'aide d'un modèle musculo-squelettique a été fait. De plus, un traitement particulier était nécessaire et les données d'analyse du mouvement permettaient alors d'identifier des variables d'intérêt lors des mouvements tels que : angles articulaires, vitesses segmentaires ou articulaires, dynamiques articulaires ou contractions musculaires voire les contraintes osseuses. Pour cela, différentes méthodes ont été mises en œuvre et le schéma général de traitement est présenté à la figure IV.6.

Le traitement démarrait après la personnalisation du modèle musculo-squelettique et la capture du mouvement. Les données étaient alors combinées pour obtenir la cinématique articulaire avec l'outil de cinématique inverse d'OpenSim. Ces résultats étaient utilisés pour calculer le rapprochement des butées articulaires (voir partie VI.2.1 page 85). Ensuite, l'effort au sol du côté non dominant était calculé à partir des données de cinématique et d'effort au sol (voir partie VII.2.1 page 108). Une fois que les efforts extérieurs étaient déterminés, la dynamique inverse a permis d'obtenir les moments articulaires nets (voir partie VII.2.2 page 110). L'étape suivante était l'algorithme d'optimisation statique qui combinait les résultats de cinématique articulaire et les efforts au sol pour obtenir les contractions musculaires (voir partie VIII.2.1 page 129). Ces contractions musculaires étaient alors utilisées pour obtenir les forces de réaction au niveau de la hanche. Finalement, la théorie de Hertz prenait en compte ces forces de réaction ainsi que la cinématique articulaire pour calculer les pressions locales au niveau des hanches (voir partie VIII.2.1 131).

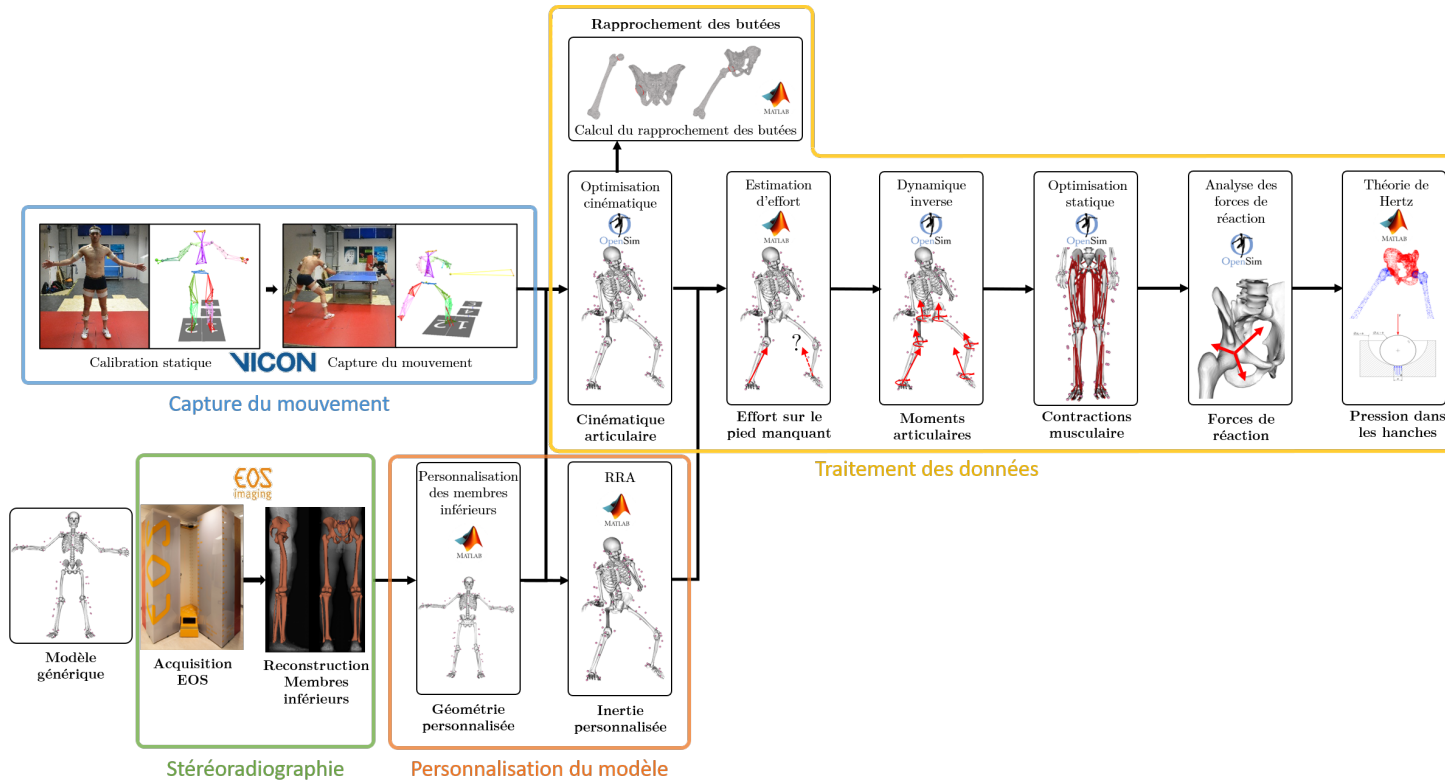


Figure IV.6 – Illustration du *workflow* permettant d’obtenir les valeurs de pression dans les hanches. Les encadrés bleus et verts correspondent aux acquisitions qu’ont fait les joueurs participants lors de l’étude : la capture du mouvement et la stéréoradiographie. Les encadrés orange et jaunes correspondent au traitement des données : personnalisation du modèle et traitement.

IV.4.1 Création du modèle musculo-squelettique

Le développement du modèle permettant l'étude biomécanique des hanches devait alors répondre à plusieurs exigences :

- permettre d'étudier la cinématique et la dynamique de la hanche lors des mouvements de tennis de table,
- définir une chaîne cinématique et musculaire avec des possibilités de personnalisation pour chaque sujet,
- montrer des capacités de reproduction du mouvement satisfaisantes, afin d'être utilisé en dynamique directe prédictive (pilotée en contraintes ou en activations musculaires) générant le mouvement,
- requérir un temps de calcul limité, même avec des ordinateurs conventionnels, afin de pouvoir être raisonnablement intégré dans le calcul des pressions locales aux hanches.

Ces contraintes ont abouti au choix d'une modélisation par modèle musculo-squelettique. En effet, ces modèles permettent de construire une chaîne cinématique permettant d'étudier les mouvements de tennis de table mais aussi d'intégrer des chaînes musculaires définies par des unités musculo-tendineuse de type filaire, comme ceux développés dans le logiciel OpenSim par exemple [Delp et al., 2007]. De nombreux modèles génériques sont disponibles avec OpenSim et chaque modèle a son application.

Les modèles musculo-squelettiques sont composés de plusieurs éléments :

- une chaîne cinématique de segments possédant des propriétés géométriques (longueurs, géométries osseuses) et inertielles (masse, centre de masse, et inertie)
- des degrés de liberté, qui sont les coordonnées généralisées des articulations liant les segments entre eux
- des contraintes, elles peuvent être articulaires, où des degrés de liberté peuvent être couplés, comme les vertèbres lombaires où trois angles pilotent les mouvements des cinq vertèbres. Les contraintes peuvent aussi être de point où par exemple, un point est défini en commun entre la clavicule et la scapula.
- la définition des unités musculo-tendineuses, avec leurs propriétés géométriques (points de passage, géométries de contournement des surfaces osseuses) et mé-



Figure IV.7 – Modèle générique en position statique visualisé avec OpenSim

caniques (aire physiologique, force maximale isométrique, longueur optimale du muscle, longueur tendineuse au repos, etc.).

Afin de pouvoir prédire les efforts sur le pied hors des plateformes (voir partie VII.2.1 page 108) et de faire le RRA (voir partie IV.4.3 page 60), nous avons besoin d'un modèle musculo-squelettique complet. Un des modèles classiquement utilisé dans les application sportives est le modèle de Raabe et al. [Raabe and Chaudhari, 2016] qui comporte 21 segments, 62 degrés de liberté et 324 unités musculo-tendineuses sur les membres inférieurs.

Ce modèle a été utilisé dans cette thèse et a été modifié au niveau de l'articulation scapulo-thoracique d'après les travaux de Maxime Bourgain [Bourgain, 2018] et de Samuel Hybois [Hybois, 2019] avec l'utilisation du plugin développé par Seth et al. [Seth et al., 2016] afin d'obtenir un suivi plus fidèle de la scapula. De plus, seulement les muscles sur le membre inférieur ont été conservés (figure IV.7).

Les articulations ainsi que les degrés de liberté (ddl) associés sont :

- Hanches (3 ddl) : flexion/extension, rotation interne/externe, adduction/abduction
- Genoux (1 ddl) : flexion/extension
- Chevilles (2 ddl) : flexion/extension, prono-supination
- Pieds (1ddl) : flexion/extension dorsale des orteils

- Lombaries (3 ddl) : flexion/extension, rotation axiale, adduction/abduction (avec une fonction de répartition sur les différents étages)
- Articulation entre les lombaires et le thorax (3ddl) : flexion/extension, flexion latérale, rotation axiale
- Épaules (9 ddl) :
 - Articulation sterno-claviculaire (2 ddl) : protraction/rétraction, élévation/abaissement de la clavicule
 - Articulation gléno-humérale (3ddl) : flexion/extension humérale, adduction/abduction humérale, rotation humérale interne/externe,
 - Articulation scapulo-thoracique (4 ddl) : adduction/abduction de la scapula, élévation/abaissement de la scapula, rotation médiale/latérale de la scapula, rotation interne ou *winging* de la scapula [Seth et al., 2016]
- Coudes (2 ddl) : flexion/extension, prono-supination
- Poignets (2 ddl) : flexion/extension, déviation radio-ulnaire

IV.4.2 Obtention des paramètres inertiels

L'obtention des paramètres inertiels (e.g. masses et inerties) n'était pas possible *in vivo* et devait être estimée. La méthode la plus simple consistait en la prise en compte des tables anthropométriques créées à partir de mesures sur cadavre et de les mettre à l'échelle du sujet (partie IV.4.3). Cette méthode est simple à mettre en place mais a l'inconvénient d'avoir une qualité variable en fonction de la population étudiée car les mesures sur cadavre se font le plus souvent sur des sujets âgés. Les sujets jeunes et sportifs ont souvent des physionomies très différentes de ceux-ci.

Un second type de méthodes reposait sur la mesure *in vivo* des volumes des différents segments et d'y affecter des densités issues de tables anthropométriques afin d'en déduire une estimation des inerties des segments. Les volumes pouvaient être déduits de différentes manières telles que par photographies [Pillet et al., 2010], par mise à l'échelle de géométries simples [Yeadon, 1990] ou par des systèmes d'imagerie à rayon X [Otake et al., 2005; Ohnishi et al., 2010], faiblement irradiant (e.g. EOS [Dumas et al., 2005]), ou non irradiant (e.g. BodyScan à partir de raies de lumière blanche [Nérot et al., 2015]).

Les paramètres inertiels définis dans le modèle musculo-squelettique utilisé dans cette thèse étaient tirés des tables anthropométriques. La mise à l'échelle se faisait par régression (partie IV.4.3).

IV.4.3 Personnalisation du modèle musculo-squelettique

Mise à l'échelle

Une fois le modèle générique élaboré, la première étape du traitement était de personnaliser les éléments constituant le modèle musculo-squelettique afin de l'adapter à la morphologie et aux caractéristiques physiques des individus étudiés.

La mise à l'échelle était la première étape dans la personnalisation du modèle. Il existe plusieurs méthodes pour la réaliser. La plupart étaient basées sur de l'imagerie médicale comme des images IRM [Valente et al., 2015], des radiographies [Murakami et al., 2016], ou des stéréo-radiographies [Bourgain, 2018]. D'autres se basaient sur l'acquisition de données opto-électroniques [Puchaud et al., 2020].

La méthode employée dans cette thèse combinait deux aspects de mise à l'échelle. Tout d'abord, une mise à l'échelle des segments, des contraintes, et des unités musculo-tendineuses était effectuée en se basant sur les données obtenues lors de l'acquisition du mouvement. En effet, la position statique faite en début d'acquisition permettait de mettre à l'échelle le modèle dans le logiciel VICON mais aussi lors du traitement avec OpenSim. Un set de marqueurs était associé au modèle avec, pour chaque marqueur, un segment associé. Les mêmes marqueurs étaient présents dans le logiciel VICON. Ensuite, des paires de marqueurs étaient définies sur le modèle générique ainsi que sur l'acquisition de statique avec VICON. Des ratios étaient ensuite calculés entre les distances de ces paires de marqueurs. Ces ratios pouvaient être calculés pour les trois axes du segment ou pour chaque axe individuellement. Les dimensions des segments étaient ainsi mises à l'échelle en multipliant les anciennes dimensions par les ratios définis précédemment.

La mise à l'échelle des masses et propriétés inertielles des segments dépendait aussi de ces ratios dans la mesure où ces propriétés étaient mises à l'échelle proportionnellement. De plus, nous avons choisi de conserver la distribution de masse qui permettait de répartir les changements de masse sur le modèle. En effet, le modèle générique avait une masse

initiale. La masse du sujet était alors utilisée pour calculer un autre facteur de mise à l'échelle qui était alors rajouté aux ratios définis précédemment. De cette manière, si un segment représentait un certain pourcentage de la masse totale du modèle générique, il représenterait toujours le même pourcentage de la masse totale du modèle mis à l'échelle.

Les autres paramètres du modèle qui dépendaient de la longueur comme les propriétés géométriques des unités musculo-tendineuses ainsi que les contraintes de point étaient aussi mis à l'échelle de manière proportionnelle avec les ratios.

L'étape suivante dans la mise à l'échelle du modèle était la personnalisation appliquée aux membres inférieurs.

Modélisation du membre inférieur et personnalisation

Cette partie présente les modifications qui ont été apportées au modèle après la mise à l'échelle. Ces modifications concernent le membre inférieur. Les géométries du pelvis, fémur, tibia, et fibula ont été modifiées en se basant sur les reconstructions faites à partir de la stéréo-radiographie.

Les axes des articulations de la hanche, du genou, et de la cheville ont aussi été modifiés. Les paramètres inertiels du modèle corps complet telles que les masses des segments ou les positions des centres de masse ont aussi été modifiés après optimisation. Pour finir, les insertions et points de passage musculaires ont aussi été modifiés.

Axes de la cheville Le modèle actuel, basé sur le modèle de Raabe et al. [Raabe and Chaudhari, 2016], possédait des chevilles avec deux degrés de liberté. Ces degrés de liberté sont situés entre le tibia et le talus et sont définis par deux axes perpendiculaires et orthogonaux se croisant au centre du talus. Un axe est médio-latéral, et l'autre est postéro-antérieur. Cependant, selon la littérature, une définition plus physiologique de cette articulation prendrait en compte un axe de flexion incliné qui passe par les deux malléoles [Brockett and Chapman, 2016] et l'axe de Henke [Henke, 1863].

Création des axes L'axe de flexion passe par les deux malléoles, celle du tibia et celle de la fibula. Ces reliefs anatomiques étaient présents sur le modèle générique d'OpenSim. L'axe de flexion a alors été créé à partir de ce modèle générique, pour passer

par les deux malléoles. L'axe de Henke quand à lui est un axe qui a une orientation oblique d'avant en arrière, de dehors en dedans et de bas en haut, et est une ligne autour de laquelle s'effectuent les mouvements d'inversion et d'éversion, grâce à la participation de toutes les articulations de l'arrière-pied et du médio-pied. Cet axe était déjà présent dans le modèle de Raabe et al. [Raabe and Chaudhari, 2016] mais il était bloqué, il a donc été débloqué pour la suite de l'étude.

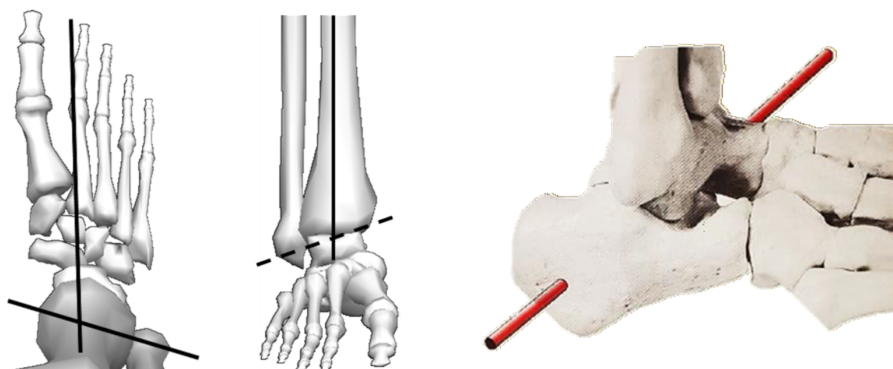


Figure IV.8 – Illustrations des axes de la cheville. À gauche, l'axe de flexion adapté de Brockett and Chapman [2016], à droite, l'axe de Henke, image adaptée de Klein et al. [2008].

Personnalisation des axes Une fois les axes créés, il est nécessaire de les personnaliser afin de les adapter à la morphologie de chacun des joueurs. La personnalisation de l'axe de flexion se fait à partir des malléoles reconstruites lors de la reconstruction EOS. Cet axe est médio-latéral, et passe par les deux malléoles, il était donc facile de créer cet axe et de le modifier pour chaque sujet.

Pour l'axe de Henke, la personnalisation s'avère plus difficile car il est basé sur des reliefs anatomiques du calcanéum et du talus. Cependant, notre protocole entraînait une superposition des structures anatomiques des deux pieds sur les clichés qui ne permettait pas d'identifier suffisamment précisément l'axe de Henke. Pour cela, il aurait été nécessaire de réaliser des clichés supplémentaires dans une autre position [Rampal et al., 2018]. Cependant, il a été montré que la personnalisation d'axes basée sur la morphologie du talus n'améliorait pas la cinématique de la cheville [Nichols et al., 2016].

Cette partie a fait l'objet d'une publication lors de la SB 2019 (annexe B.2.4 page 265).

Axes de la hanche et du genou Cette thèse porte principalement sur l'étude des hanches, c'est pourquoi il est nécessaire d'avoir tous les degrés de liberté du membre inférieur les plus précis possibles.

L'étude de la personnalisation des hanches et des genoux a été effectuée dans le cadre de la thèse de Maxime Bourgain [Bourgain, 2018]. La méthode retenue pour la personnalisation de la hanche a été de placer le centre de l'articulation au niveau du centre de la tête fémorale, avec des axes orthogonaux classiques (axe de flexion médio-latéral, axe de rotation de bas en haut et vertical, et axe d'adduction postéro-antérieur). La personnalisation était sur la position du centre articulaire, calculé à partir de la reconstruction des membres inférieurs.

La personnalisation des genoux se faisait à partir des condyles du fémur et du plateau tibial. Il y avait une seule coordonnée généralisée : la flexion qui était couplée avec la translation du genou [Raabe and Chaudhari, 2016]. Le centre du genou était situé au milieu des deux condyles et l'axe est médio-latéral.

Optimisation des paramètres inertiels

Les paramètres inertiels étaient définis pour chaque segment dans le modèle générique. Ils étaient ensuite mis à l'échelle lors du *scaling* (voir partie IV.4.3 page 57).

Dans le but d'avoir un modèle dynamique le plus précis possible, il était possible d'optimiser les paramètres inertiels grâce à un algorithme d'OpenSim appelée RRA (Residuals Reduction Algorithm). Cet algorithme prend en compte la cinématique articulaire et les efforts au sol. En appliquant le principe fondamental de la dynamique, on obtient (équation IV.8) :

$$m \vec{a} = \Sigma \vec{F}_{ext} \quad (\text{IV.8})$$

avec m la masse du modèle, \vec{a} l'accélération du modèle, et $\Sigma \vec{F}_{ext}$ la somme des efforts extérieurs. Cependant, des sources d'erreur existent et il pouvait alors exister un résidu

qui pouvait être apparenté à une force appelée $\overrightarrow{F_{résidu}}$. Cela résultait en l'équation IV.9 :

$$m \overrightarrow{a} = \Sigma \overrightarrow{F_{ext}} + \overrightarrow{F_{résidu}} \quad (\text{IV.9})$$

L'objectif de cet algorithme était donc de minimiser cet effort résiduel en modifiant les paramètres inertiels du modèle qui interviennent à la fois dans les efforts extérieurs (avec l'effort du poids par exemple) et dans la masse du modèle. L'algorithme d'OpenSim permettait aussi de modifier la cinématique articulaire. Cependant, un des inconvénients de cette méthode, outre le fait que les modifications devaient être apportées manuellement, était que seul le centre de masse d'un des segments pouvaient être modifié (généralement le segment le plus lourd).

C'est à partir de ce constat que nous avons décidé de développer une méthode équivalente avec Matlab. Faisant face à une problématique de minimisation, il était possible de la réaliser avec Matlab. Les paramètres d'entrée étaient les positions des centres de masse des segments ainsi que les masses des segments. Les contraintes étaient que la masse totale du sujet ne pouvait pas varier et que les masses individuelles des segments ne pouvaient pas réduire ou augmenter de plus de 10 % de la masse initiale. Cette minimisation était itérée plusieurs fois sur les mouvements fonctionnels du sujet. Le résidu était calculé pour chaque itération et la minimisation s'arrêtait dès que le résidu était inférieur à 10 N, ou dès que dix itérations étaient réalisées.

Personnalisation des insertions musculaires

Sur OpenSim, les muscles sont définis comme des lignes brisées qui représentent la courbe reliant les centroïdes des coupes transversales des muscles. Ces lignes possèdent plusieurs points : deux points d'insertion (origine et terminaison) et des points de passage. Les points d'insertion représentent les insertions des muscles dans les os et les points de passage, les points par lesquels les muscles passent, notamment pour contourner des reliefs osseux ou d'autres muscles.

La modification des géométries ainsi que des centres articulaires des membres inférieurs du modèle ont entraîné des incohérences au niveau des insertions musculaires. En effet, après personnalisation de la géométrie, les insertions musculaires, qui étaient définies par rapport à un point défini sur le segment, n'étaient plus physiologiques et pénétraient

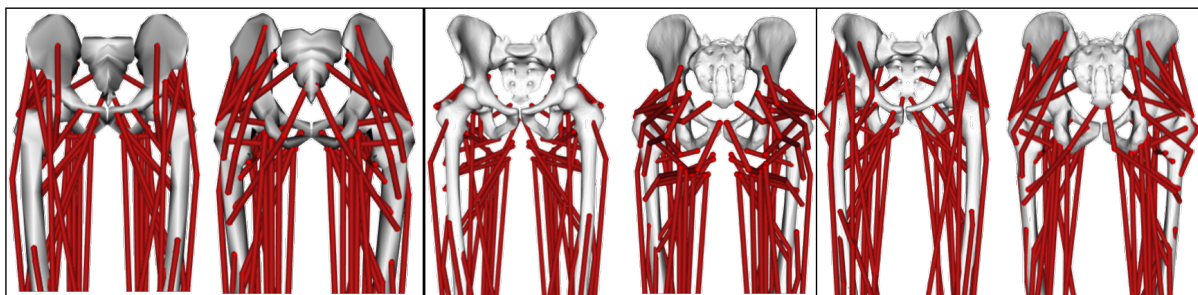


Figure IV.9 – À gauche, le modèle géométrique générique avec les muscles du modèle générique. Au milieu, le modèle géométrique personnalisé avec les muscles du modèle générique. À droite, le modèle géométrique personnalisé avec les trajets musculaires personnalisés.

parfois les os (figure IV.9 au milieu).

Cependant, un des verrous scientifiques de la thèse était d’avoir un niveau de personnalisation suffisant pour faire l’analyse des pressions locales au niveau des hanches. La nouvelle position des insertions et des points de passage des muscles sur le modèle personnalisé était donc nécessaire. Pour les trouver, une des possibilités était de déterminer la transformation qui existait entre le maillage du segment OpenSim et celui du maillage EOS. Le principal problème résidait dans le fait que le maillage des segments OpenSim possédait un nombre de points moins important que le maillage du modèle obtenu après personnalisation. Par exemple, le maillage du modèle générique du pelvis d’OpenSim était constitué de 400 points alors que le maillage obtenu après personnalisation à l’aide d’IdefX comprenait plus de 15 000 points. Des techniques classiques de transformation non linéaires telles que le *krigeage* [Garcia, 2017] ne permettaient pas de gérer une telle différence de points.

L’obtention du maillage du modèle personnalisé passe par une reconstruction de l’enveloppe des os à partir de la stéréo-radiographie (partie IV.3.4). Nous avons alors décidé de reconstruire non pas l’enveloppe des os sur les radios mais le modèle générique d’OpenSim. En effet, il nous était possible de projeter les contours du maillage du modèle OpenSim dans le logiciel de reconstruction IdefX comme s’il s’agissait de radiographies. Ensuite, le maillage du modèle OpenSim a été reconstruit avec les techniques du logiciel de reconstruction ce qui a permis d’obtenir un maillage comprenant le même nombre de points que le maillage du modèle personnalisé et qui correspondait aux contours du

maillage présent dans le modèle générique d'OpenSim. L'autre avantage était que les points correspondaient entre les deux maillages. En effet, comme le maillage reconstruit était fait à partir d'un maillage générique qui était déformé, il était possible d'avoir une correspondance entre les nœuds des différents maillages une fois reconstruits.

Cette correspondance nous a permis de personnaliser les points d'insertions des muscles sous OpenSim. En effet, une régionalisation des insertions a d'abord été faite sur le maillage du modèle générique d'OpenSim qui a été reconstruit en attribuant un groupe de nœuds à chaque point d'insertion d'un muscle. Ensuite, comme il y avait une correspondance des nœuds, le même groupe de nœuds sur le maillage du modèle reconstruit était choisi comme nouveau point d'insertion (figure IV.9 à droite).

Modification des points de passage Il restait cependant des erreurs au niveau des trajectoires des muscles car seuls les points d'insertion avaient été personnalisés et non les points de passage.

Leur modification a été faite en deux étapes. D'abord, le déplacement lié au changement de repère articulaire a été appliqué de la même manière que pour les points d'insertion. Cela a rendu les points de passage plus physiologiques que précédemment mais il restait certaines incohérences. Elles étaient dues au fait que les géométries des os avaient aussi été modifiées. La deuxième étape était l'application du *krigeage*, possible ici car nous avons le même nombre de nœuds sur les deux maillages. Par exemple, le *krigeage* déterminé pour le fémur était appliqué aux points de passage qui étaient associés au fémur.

IV.4.4 Traitement des trajectoires des marqueurs

Lors de la capture du mouvement, il est possible que certains marqueurs soient masqués par le joueur lui-même ou la table lors de la pratique des gestes de tennis de table. Deux cas ont été distingués :

- Si un marqueur était manquant pendant moins de quinze images (à 200 Hz cela correspondait à un trou de 0.075 s dans la trajectoire) obtenues par l'outil de capture du mouvement, la trajectoire du marqueur était interpolée avec des splines.
- Si le marqueur était manquant pendant plus de quinze images, un algorithme de

recalage rigide basé sur les autres marqueurs du segment était utilisé [Söderkvist et al., 1993]. Afin d'éviter les sauts dans la trajectoire et d'ajouter le mouvement de tissu mou potentiel, la dernière configuration connue avec les marqueurs utilisés pour le recalage et le marqueur recalé était utilisée. Cela correspondait généralement à la dernière frame avant le trou.

IV.4.5 Comparaison des cohortes

Afin de pouvoir comparer les cohortes, il fallait déterminer des paramètres à calculer pour les deux cohortes. Comme le nombre d'acquisition était important, nous avons décidé, pour chaque geste (coup droit, pivot et revers) découpé comme décrit à la partie VI.2.3 (page 86), de calculer la valeur moyenne et l'écart-type, la valeur minimale, la valeur maximale et l'amplitude de chaque donnée (e.g. évolution de la flexion de hanche). De cette manière, nous avons quatre valeurs qui caractérisaient un coup. Puis, pour chaque sujet, et pour chaque activité, la moyenne de chacune de ces valeurs a été calculée. Enfin, les sujets ont été séparés en cohortes et la moyenne des valeurs des sujets a été faite sur la cohorte, ce qui donnait, au final, une valeur moyenne de moyenne, minimum, maximum, et amplitude pour chaque donnée et pour chaque activité. Ce traitement a pu être utilisé pour l'analyse des valeurs tirées de l'analyse cinématique, dynamique, de puissance, des efforts de contact, du rapprochement des butées, et de la pression maximale dans le cadre de la théorie de Hertz mais pas pour l'analyse du travail mécanique. En effet, le calcul du travail mécanique se faisait en intégrant la puissance sur une durée. Le résultat était donc une valeur par période étudiée, et non une évolution d'un paramètre comme les cas précédents. Pour avoir une homogénéité dans la présentation des résultats, une représentation similaire a été adoptée. À la place de prendre les valeurs moyenne, minimale, maximale, et d'amplitude pour chaque coup, nous les avons prises pour chaque sujet. Par exemple, la valeur minimale de travail mécanique présentée est donc la valeur minimale de travail mécanique que le joueur a généré pendant le coup sur tous les coups étudiés de l'activité.

Le nombre de coups étant différent entre chaque joueur, nous avons choisi de fixer à dix le nombre de coups par sujet et par activité. Ce nombre a été choisi pour avoir un nombre de coups suffisant pour l'étude mais il a aussi été limité par le nombre de coups valides disponibles pour chaque activité. En effet, un coup était considéré comme valide si

le joueur avait au moins un pied sur les plateformes et qu'il parvenait à renvoyer la balle à son adversaire.

L'analyse a été faite sur les deux hanches. Comme les joueurs n'étaient pas tous droitiers, la dénomination côté dominant et côté non dominant a été choisie. Le côté dominant était le côté droit pour un droitier et le côté gauche pour un gaucher. C'était l'inverse pour le côté non dominant.

Plusieurs coups pouvaient être disponibles pour chaque acquisitions. Un découpage en fonctions des phases a alors été effectué. Chaque coup a été défini entre le début du *backward swing* et la fin du *forward swing*. Ces instants ont été déterminés à partir de la position et de la vitesse de la raquette (voir partie VI.2.3 page 88).

Traitement statistique

La comparaison statistique des caractéristiques des groupes avec et sans douleurs a été réalisée avec un test statistique. La normalité des données était d'abord testée avec le test de Shapiro-Wilk. Si les données étaient normales, le test statistique était réalisé avec le test de Student. Si les données ne suivaient pas une distribution normale, un test non paramétrique était utilisé et différents tests étaient utilisés en fonction de si elles étaient appariées ou non :

- Si elles étaient appariées, comme lors de la comparaison des coups, le test U de Mann-Whitney était utilisé,
- si elles n'étaient pas appariées, comme lors de la comparaison des cohortes, le test de Wilcoxon était utilisé.

Pour l'ensemble des tests, le seuil de significativité choisi était de $\alpha = 0.05$ et, pour un faible échantillon, le seuil $\alpha < 0.15$ était utilisé pour définir des tendances.

IV.5 Conclusion du protocole général et perspectives

Ce protocole a été développé dans le but d'obtenir à la fois les paramètres morphologiques et les pressions de contact dans les hanches. La partie expérimentation avec l'examen clinique, la prise de clichés stéréo-radiographiques et l'analyse du mouvement ont obtenu l'autorisation du comité de protection des personnes (CPP n° 2018-A00173-52)

Ouest III de Poitiers.

L'examen clinique permet de réaliser une évaluation des amplitudes articulaires et des différentes douleurs des joueurs et a fait l'objet d'une étude de reproductibilité. L'utilisation du système EOS permet d'accéder aux paramètres morphologiques et de personnaliser les centres articulaires ainsi que la position des marqueurs des membres inférieurs.

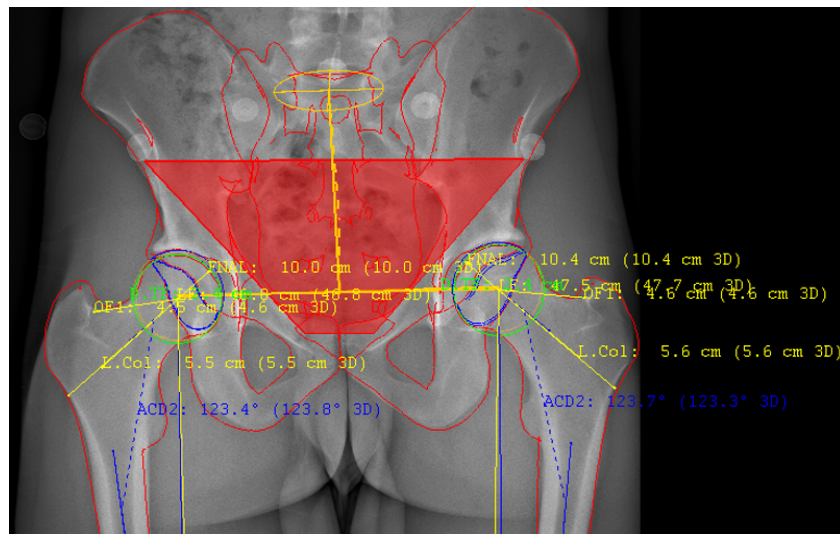
L'analyse avec le logiciel OpenSim par la suite permet de déterminer les paramètres biomécaniques tels que les angles articulaires, les efforts inter-segmentaires, les forces de contractions musculaires, et les efforts intra-articulaires (i.e. force de réaction articulaire). L'obtention des pressions de contact au niveau des hanches passe par la théorie de Hertz, qui a, elle aussi, fait l'objet d'une analyse de sensibilité développée en annexe A.9 page 199.

L'intérêt de ce protocole réside aussi dans l'originalité de celui-ci dans la mesure où de nombreux paramètres biomécaniques, morphologiques, et les deux à la fois étaient étudiés afin d'obtenir des critères pouvant mettre en avant des mécanismes lésionnels des hanches.

Ce protocole pourrait être amélioré sur deux points : l'estimation des paramètres inertiels et des paramètres musculaires. Pour l'estimation des inerties, une méthode basée sur l'utilisation du système BodyScan [Nérot et al., 2015] pourrait être développée. Les acquisitions ont été réalisées pour tous les sujets, le verrou méthodologique qui reste à développer est la segmentation robuste des différentes zones anatomiques pour la bonne estimation des inerties. La personnalisation des paramètres musculaires peut passer par l'utilisation d'EMG superficiels qui permettraient alors de mesurer l'activité musculaire des participants lors des mouvements [Ino et al., 2018; Guo et al., 2019]. Il existe aussi des méthodes permettant d'optimiser les paramètres musculaires tels que la longueur des fibres optimales, ou la *tendon slack length*.

CHAPITRE V

Résultats des bilans clinique, radiographique et fonctionnel



Sommaire

V.1	Introduction	69
V.2	Examen clinique de la hanche	69
V.2.1	Répétabilité de l'examen clinique.	69
V.2.2	Cohortes	74
V.2.3	Résultats de l'examen clinique	76
V.3	Analyse morphométrique.	78
V.3.1	Comparaison des paramètres morphologiques entre les joueurs avec et sans douleurs.	79
V.3.2	Comparaison des paramètres morphologiques entre le côté dou- loureux et non douloureux.	79
V.4	Conclusion du bilan fonctionnel et perspectives.	81

V.1 Introduction

Ce chapitre présente les résultats des bilans clinique, radiographique, et fonctionnel. Les résultats concernant la répétabilité de l'examen clinique sont présentés. Les cohortes étudiées dans le reste de la thèse sont définies ici en fonction de la présence de douleurs lors de l'examen clinique. Les résultats de cet examen clinique sont aussi décrits dans cette partie pour les amplitudes articulaires des hanches ainsi que d'autres paramètres liés à l'extensibilité des chaînes antérieure et postérieure. Les paramètres morphologiques, obtenus à la suite de la prise de clichés stéréoradiographiques, sont comparés pour les deux cohortes définies précédemment. Le chapitre se termine par une conclusion et des perspectives.

V.2 Examen clinique de la hanche

V.2.1 Répétabilité de l'examen clinique

Incertitude de répétabilité de l'examen fonctionnel de hanche

Les modalités du calcul de l'incertitude de répétabilité de l'examen fonctionnel de la hanche sont détaillées dans la partie IV.3.2 (page 43).

En fonction des paramètres, l'incertitude de répétabilité moyenne sur les deux sessions variait entre 4 et 8° (figure V.1). L'extension, la flexion, l'adduction, la rotation interne en décubitus ventral étaient les plus répétables avec des valeurs de l'ordre de 5°. L'évaluation des rotations internes et externes en position assise ainsi que la rotation externe en décubitus ventral restaient plus incertaines. La comparaison des résultats entre les deux sessions montrait que pour la plupart des paramètres, l'incertitude de répétabilité était diminuée de l'ordre de 1 à 2°. La comparaison entre les côtés gauche et droit ne montrait pas de différence pour l'extension, la flexion, l'adduction de hanche. Pour l'évaluation des rotations interne et externe, une différence (au profit du côté gauche) était notée en position de décubitus ventral. L'évaluation des rotations interne et externe en position assise pour la deuxième session montrait également une différence, mais cette

fois au profit du côté droit.

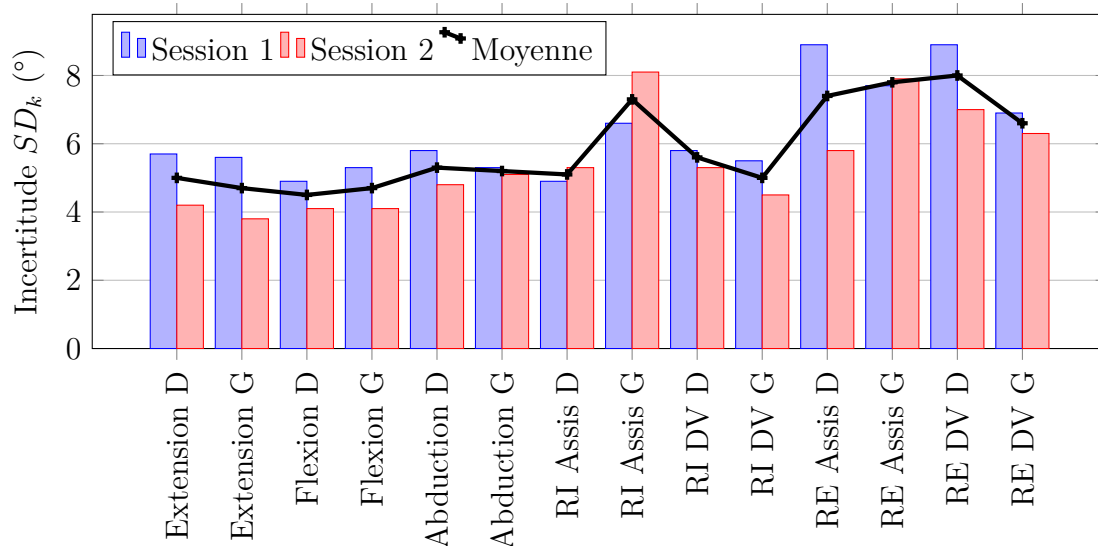


Figure V.1 – Incertitude de reproductibilité (voir équation IV.4 page 45 sur les deux sessions et moyenne sur les deux sessions

Constance dans le temps

Les valeurs moyennes obtenues pour les huit sujets lors des deux sessions sont visibles à la figure V.1. L'indicateur (δ , équation IV.5 page 45) entre les deux sessions est présenté pour les deux sessions (figure V.2). Des différences de l'ordre de cinq degrés ont ainsi été mises en évidence pour la flexion droite et gauche et l'abduction. Les valeurs les plus importantes, de l'ordre de dix degrés pour la rotation externe, étaient visibles aussi bien en position assise qu'en décubitus ventral.

Incertitude globale

À partir des indicateurs présentés plus haut, l'incertitude globale (ϵ , équation IV.6 page 45) a été calculée pour l'ensemble des paramètres. En moyenne, cette incertitude globale était de $9,4^\circ$ (figure V.3). Cependant, les valeurs pour la rotation externe, aussi bien en position assise qu'en décubitus ventral étaient de l'ordre de 12° , atteignant $12,8^\circ$ en décubitus ventral côté droit.

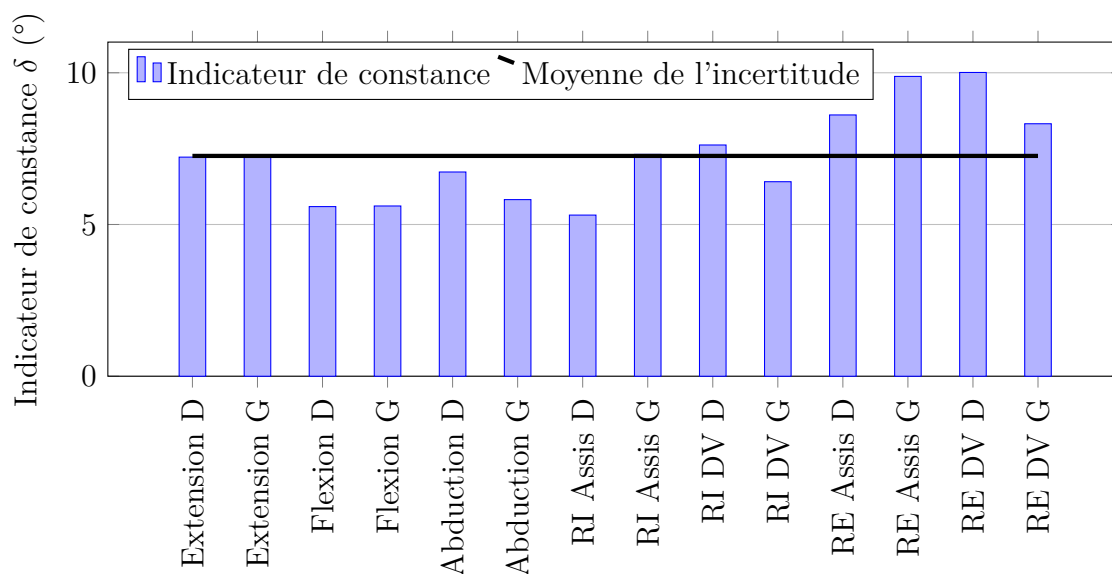


Figure V.2 – Indicateur de constance dans le temps δ (équation IV.5 page 45) pour différentes mesures effectuées lors de l'examen fonctionnel de la hanche. Les lettres D et G correspondent respectivement au côté droit et gauche.

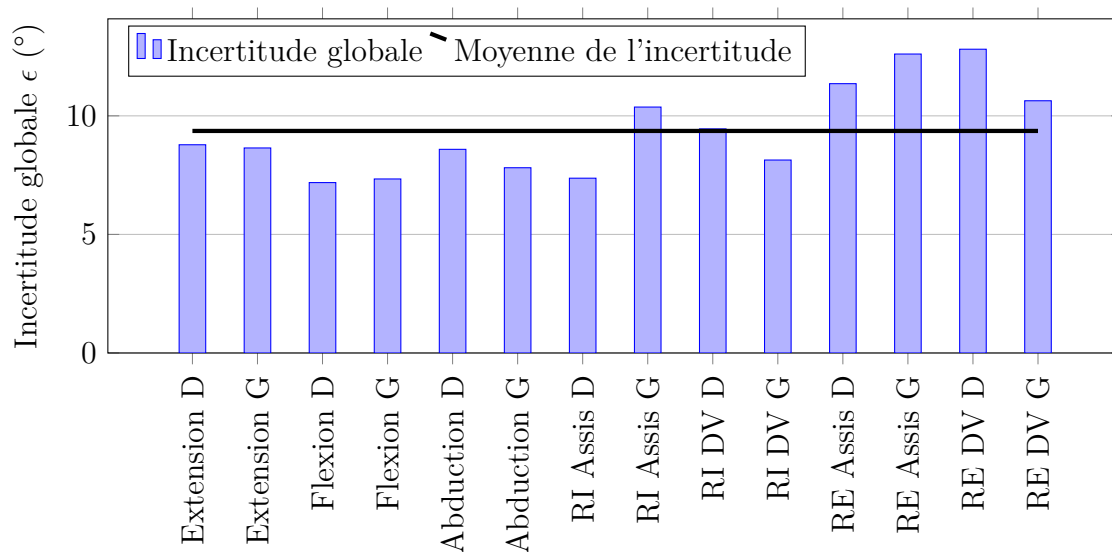


Figure V.3 – Incertitude globale ϵ (équation IV.6 page 45) pour différentes mesures effectuées lors de l'examen fonctionnel de la hanche. Les lettres D et G correspondent respectivement au côté droit et gauche.

Conclusion de l'analyse de sensibilité de l'examen clinique

L'analyse des résultats obtenus sur la confiance et la constance des données lors de l'examen clinique de la hanche a mis en évidence une incertitude de l'ordre de 10° pour l'ensemble des paramètres. Cette incertitude incluait la reproductibilité entre les opérateurs mais également les variations induites par les conditions intrinsèques au sujet lui-même lors de l'examen (étirement préalable, heure d'examen, variabilité journalière, etc). Ainsi, en prenant le cas des paramètres les plus défavorables, les pertes ou gains d'amplitude inférieurs à 10° soit 1.5 fois l'incertitude moyenne entre les sessions (voir figure V.1) devaient être interprétés avec réserve et ne pas hésiter, lorsque cela est possible, à réévaluer le sujet dans les jours suivants. Il en était de même en comparant deux sujets pris individuellement. De plus, les écarts-types étaient plus faibles lors de la deuxième session d'examen ce qui pouvait s'expliquer par un effet d'apprentissage de l'observateur entre la première et la deuxième session. De plus, en règle générale, l'incertitude était plus élevée lors de la réalisation de la mesure du côté gauche par rapport au côté droit, notamment sur la flexion et la rotation interne en décubitus ventral. Les examinateurs qui ont réalisé l'étude étaient tous droitiers. Cette différence pouvait s'expliquer par le fait qu'un droitier est plus à l'aise pour réaliser la mesure du côté droit.

Néanmoins, en pratique clinique, les mesures sont réalisées par un seul examinateur, droitier ou gaucher et à une seule reprise, en général par le médecin qui suit le sportif. Dans ce cas, seules des variations supérieures à 10° par rapport à une valeur antérieure du sujet sur la même amplitude peuvent orienter vers une augmentation de la raideur ou un assouplissement notable de la hanche.

Établissement des données de référence Dans la population générale, les données concernant les amplitudes articulaires physiologiques retrouvaient que la flexion de hanche varie entre 120 et 145° , l'extension entre 10 et 30° , l'abduction entre 45 et 60° , la rotation interne entre 20 et 30° et la rotation externe entre 45 et 60° [Delbarre-Grossemy, 2008]. Lors de la comparaison aux données de la littérature, les valeurs minimales d'abduction et de rotation externe étaient plus faibles que les données standards [Delbarre-Grossemy, 2008] d'environ 12° . Les valeurs de rotation interne, quelle que soit la méthode de mesure, étaient plus élevées de 20° dans l'échantillon de sujets que dans la population générale (valeurs comprises entre 30 et 50° vs 20 et 30°).

Discussion Cette étude possédait cependant certaines limites. En effet, la comparaison à la méthode de réalisation d'une étude de reproductibilité telle que décrit dans la norme ISO 5725 montre des différences (même mode opératoire, même observateur, même instrument de mesure utilisé dans les mêmes conditions, même lieu, répétition durant une courte période de temps). Cependant ceci s'expliquait par le fait que les deux sessions de mesures n'étaient pas strictement identiques puisque le lieu et le matériel étaient différents pour des raisons d'organisation. Mais surtout, les paramètres évalués (mesurande) ne pouvaient être considérés identiques entre les opérateurs et entre les sessions. En effet, dans une étude de reproductibilité stricte, le mesurande devait être identique, ce qui n'était pas possible pour les paramètres que nous cherchions à évaluer. En effet, lors de chaque session, l'observateur a évalué l'état d'un sujet en réalisant des mesures à un instant "t" et dépendant de l'ordre de passage du sujet au cours de la session de tests, des antécédents personnels du sujet et de ses activités quotidiennes, notamment la pratique sportive la veille de l'examen clinique ou soins de kinésithérapie avec étirements par exemple. Ces données étaient aléatoires et non contrôlées. En terme de métrologie, le fait que les données n'étaient pas contrôlées peut constituer une faiblesse de l'étude. Cependant, dans notre cas, cela rend le test de reproductibilité plus réaliste avec l'utilisation faite dans cette thèse.

En conclusion, bien qu'indispensable au suivi du sportif et du pongiste en particulier, les résultats des amplitudes articulaires mesurées devront être analysés avec précaution pour juger de l'évolution d'une atteinte de la hanche. Cependant, si la mesure est répétée par le même ou plusieurs examinateurs successivement, il est possible de diminuer légèrement cette incertitude en diminuant l'incertitude de reproductibilité. Dans un but de perfectionnement des pratiques cliniques, l'examen clinique du rachis pourrait également bénéficier de ce travail d'homogénéisation de l'évaluation du rachis pour optimiser la pertinence des signes cliniques et leur variation au décours du temps. Par ailleurs, chaque sportif de haut niveau s'acquittait d'un bilan annuel, en règle générale en début de saison sportive. Jusqu'à présent, l'examen clinique réalisé n'était pas spécifique du sport pratiqué. Ainsi, actuellement, toutes les amplitudes articulaires de la hanche n'étaient pas mesurées en pratique clinique. C'est pourquoi, à terme, le bilan articulaire objectif de la hanche pourrait être intégré dans le bilan clinique annuel du pongiste de haut niveau (ou tout autre sport) afin de surveiller l'évolution de cette articulation.

V.2.2 Cohortes

Classification par catégorie

Au total, vint-neuf joueurs et anciens joueurs ont participé à l'étude (tableau V.1). Dix-huit joueurs avaient moins de 22 ans, dont quatre femmes et quatorze hommes. Leurs caractéristiques moyennes étaient : âge 15.4 ± 2.8 ans, taille 1.67 ± 0.18 m, masse 57.2 ± 15.3 kg. Six joueurs ont constitué la cohorte B, joueurs encore en activité de plus de 22 ans, dont deux femmes et quatre hommes. Leurs caractéristiques moyennes étaient : âge 25.5 ± 3.0 ans, taille 1.76 ± 0.06 m, masse 68.3 ± 7.4 kg. Cinq participants font partie de la cohorte C, qui regroupe les anciens joueurs de haut niveau, dont deux femmes et trois hommes. Leurs caractéristiques moyennes étaient : âge 41.6 ± 4.6 ans, taille 1.71 ± 0.07 m, masse 73.0 ± 14.1 kg.

Classification par douleurs

Afin de réaliser la comparaison des joueurs présentant des douleurs et de ceux n'en présentant pas, deux groupes ont été créés en fonction de leur présence de douleur lors de l'examen clinique. Ces données sont présentées à la septième colonne du tableau V.1. Cela a permis de constater que près de 50 % (6/14) des joueurs masculins des cohortes A et B présentaient des douleurs aux hanches. Seules les cohortes A et B ont été utilisées pour l'étude des douleurs et pas tous les joueurs de la cohorte A. En effet, certains joueurs de la cohorte A avaient effectué les acquisitions trop tardivement par rapport au planning de thèse pour pouvoir être inclus dans l'étude. De plus, les femmes n'ont pas été incluses non plus car elles étaient trop peu par rapport au nombre d'hommes et qu'aucune d'elles ne présentait de douleurs aux hanches, que ce soit celles qui étaient venues faire les expérimentations, ou alors celles qui constituaient l'effectif de l'INSEP. Au final, quatorze joueurs ont pu être inclus pour cette étude. Six d'entre eux présentaient des douleurs au moment de l'examen clinique, lors d'activités sportives ou lors de leurs activités quotidiennes. La cohorte "Douleur" était constituée de six joueurs et la cohorte "Non douleur" de huit joueurs. Les caractéristiques moyennes pour ces deux cohortes sont décrites dans le tableau V.2. En moyenne les deux cohortes analysées étaient similaires, aussi bien en termes d'âge, de taille et de masse. Seule la dispersion en termes de masse était plus

Résultats des bilans clinique, radiographique et fonctionnel

importante dans le groupe "Douleur". L'écart-type élevé concernant l'âge pour le groupe "Non douleur" était dû à la présence d'un joueur notablement plus âgé (31 ans).

Code Joueur	Sexe	Âge	Taille (m)	Poids (kg)	Latéralité	Douleur	Localisation
TdT_B_A001_P1	H	14	1.76	71	G	non	
TdT_B_A002_P1	H	15	1.79	62	D	non	
TdT_B_A003_P2	H	19	1.74	60	D	oui	DG
TdT_B_A004_P1	H	16	1.80	63	D	non	
TdT_B_A005_P1	H	19	1.87	74	D	non	
TdT_B_A006_P1	F	19	1.71	55	D	non	
TdT_B_A007_P1	H	17	1.84	65	D	oui	D
TdT_B_A008_P1	H	16	1.82	69	D	non	
TdT_B_A009_P1	H	17	1.81	75	D	oui	D
TdT_B_A010_P1	H	18	1.75	62	G	oui	DG
TdT_B_A011_P2	H	20	1.75	62	D	oui	G
TdT_B_A012_P2	F	14	1.32	28	G	non	
TdT_B_A013_P2	F	13	1.55	41	D	non	
TdT_B_A014_P2	F	12	1.3	36	D	non	
TdT_B_A015_P2	H	13	1.54	45	D	non	
TdT_B_A016_P2	H	12	1.54	45	D	non	
TdT_B_A017_P2	H	12	1.55	46	D	non	
TdT_B_A018_P2	H	12	1.47	48	D	non	
TdT_B_B001_P1	H	25	1.81	74	D	non	
TdT_B_B002_P1	H	31	1.78	70	D	non	
TdT_B_B003_P2	H	24	1.73	73	D	non	
TdT_B_B004_P1	F	26	1.70	60	D	non	
TdT_B_B005_P1	F	25	1.71	58	D	non	
TdT_B_B006_P2	H	22	1.87	75	D	oui	DG
TdT_B_C001_P1	F	36	1.60	50	D	N/A	N/A
TdT_B_C002_P1	H	39	1.70	70	D	N/A	N/A
TdT_B_C003_P1	H	44	1.78	80	D	N/A	N/A
TdT_B_C004_P1	F	41	1.70	79	D	N/A	N/A
TdT_B_C005_P1	H	48	1.80	86	G	N/A	N/A

Tableau V.1 – Caractéristiques des participants à l'étude. N/A : non applicable, H : Homme, F : Femme, D : Droite, G : Gauche, DG : Droite et gauche.

	Âge (ans)	Taille (m)	Masse (kg)
Douleur	18.8 ± 1.9	1.82 ± 0.07	70.5 ± 9.9
Non douleur	20.0 ± 6.0	1.79 ± 0.04	69.5 ± 4.7

Tableau V.2 – Caractéristiques des sujets faisant partie des cohortes "douleur" et "non douleur".

V.2.3 Résultats de l'examen clinique

Sur les quatorze hommes composant les cohortes A et B, environ 45 % des joueurs (6/14) reportaient des douleurs aux hanches lors de la pratique du tennis de table et/ou lors d'activités quotidiennes.

Pour tous les joueurs reportant des douleurs de hanche, la douleur était localisée du côté dominant (côté raquette). Cependant, deux joueurs sur les six présentaient également des douleurs de hanche sur le côté non-dominant. La moitié des joueurs douloureux présentait des douleurs/blocages/craquements de la hanche tandis qu'aucun des sujets non-douloureux ne reportait l'un de ces signes. Deux sujets présentaient des lombalgies, et seul un de ces deux sujets reportait des douleurs à la hanche.

Un tiers des joueurs (5/14) étaient douloureux au test FADRI (rotation interne) et 15 % (2/14) étaient douloureux au test FABER (rotation externe). La douleur à ces tests n'était cependant pas liée à la présence de douleur à la hanche dans la pratique du tennis de table ou dans les activités de vie quotidienne. Ainsi parmi les joueurs du groupe douleur, seuls trois joueurs étaient douloureux au test FADRI et deux au test FABER. Aucune relation n'a été retrouvée entre le côté de la douleur lors de ces tests et la latéralité. Deux joueurs présentaient des douleurs à la palpation des épineuses et deux sujets présentaient des douleurs à la palpation des sacro-iliaques, sans rapport avec les douleurs aux hanches.

Aucun des sujets de la cohorte ne présentait de boiterie à la marche. La morphologie des pieds était distribuée de manière homogène (un tiers de pieds creux, un tiers de pieds équilibrés et un tiers de pieds plats). Les joueurs du groupe douleurs présentaient soit des pieds plats (4/6), soit équilibré (2/6). Aucun joueur ne présentait de genu flessum et 20 % (3/14) présentait un récurvatum de genou. Tous les joueurs présentaient des rotules normoaxées et aucun ne présentait de trouble de torsion. Deux tiers des joueurs (9/14)

présentait une morphologie de type genu varum et 35 % présentaient une morphologie normo-axée, sans rapport avec la présence de douleur à la hanche.

	Ext.	Fle.	Abd.	RI AS	RI DV	RE AS	RE DV
Douleur (°)	21 ± 6	140 ± 6	46 ± 8	30 ± 3	29 ± 7	46 ± 6	53 ± 10
Sans Douleur (°)	21 ± 10	129 ± 3	48 ± 4	37 ± 9	36 ± 14	47 ± 11	50 ± 14
p-value	0.41	<0.01	0.10	0.11	0.12	0.51	0.30

Tableau V.3 – Amplitude de mouvement des hanches sous sollicitation passive pour les cohortes avec et sans douleur. RI : rotation interne, RE : rotation externe, DV : décubitus ventral, AS : Assis. Ext. : Extension, Fle. : Flexion, Abd. : Abduction

Les joueurs présentant des douleurs aux hanches avaient une tendance à présenter une plus faible amplitude de rotation interne de hanche, une plus grande amplitude de flexion de hanche (tableau V.3) et une plus grande souplesse du rachis (Schöber et distance doigts/sol) et de l'ensemble des membres inférieurs (Distance talon-fesse, Angle Ischio-jambier 90° +) (tableau V.4) sans que l'on puisse déduire s'il s'agit d'une caractéristique innée ou le résultat d'un travail kinésithérapique intense en raison de leur douleur de hanche. Les différences n'étaient significatives qu'en amplitude de flexion de hanche, distance doigts/sol et au test de Schöber. À l'inverse, malgré l'absence de différence significative, il semblerait tout de même que les joueurs reportant des douleurs de hanche présentaient également des amplitudes de mouvement en rotation interne de hanche plus limitée que les autres joueurs.

	Schöber 10 + (cm)	Distance doigts/sol (cm)	Distance talon-fesse (cm)	Angle Ischio-jambier 90° + (°)	Distance CE/table (cm)
Douleur	4.2 ± 0.8	-1.3 ± 6.8	15.5 ± 3.6	66.7 ± 17.7	5.9 ± 7.1
Sans Douleur	3.1 ± 1.3	16.1 ± 6.5	11.4 ± 7.0	56.6 ± 15.2	6.3 ± 5.4
p-value	0.05	<0.01	0.15	0.16	0.35

Tableau V.4 – Amplitude de mouvement du rachis lors de l'examen clinique

V.3 Analyse morphométrique

Au niveau radiographique, l'analyse visuelle des radiographies montre qu'une proportion importante de joueurs présentait une déformation de la tête donnant un type *Pistol grip* (PGD) de la tête fémorale (voir figure V.4). La présence ou non de cette déformation était généralement en rapport avec la présence de douleur ou non sur la hanche concernée. Cependant, un sujet présentait un ostéophyte sur les deux tête fémorales sans pour autant présenter de douleur. Une partie des sujets présentait des signes précurseurs d'arthrose sans que la relation avec les douleurs ne soit clairement établie. Ainsi certains joueurs présentaient des douleurs de hanche sans signe précurseur d'arthrose visible à la radio, tandis que d'autres joueurs présentaient des signes précurseurs d'arthrose sans pour autant reporter de douleurs.

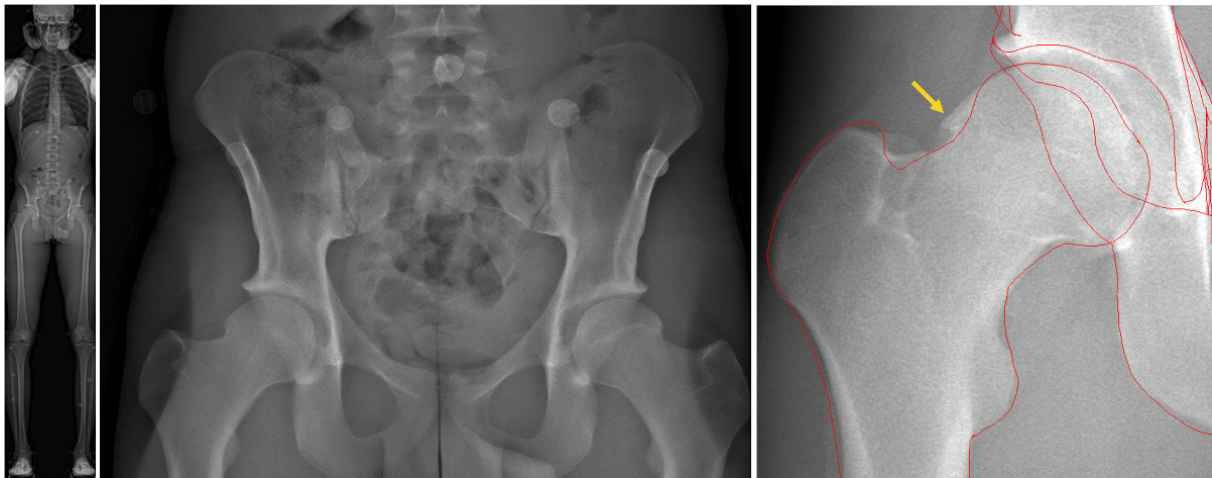


Figure V.4 – À gauche, radiographie corps complet de face, au milieu zoom sur le bassin, à droite, rétro-projection du modèle "classique" sur la radio de face montrant l'anormalité de la partie latérale de la tête fémorale et constituant un profil favorable pour des conflits de type came.

V.3.1 Comparaison des paramètres morphologiques entre les joueurs avec et sans douleurs

La comparaison des paramètres positionnels et morphologiques du bassin (pente sacrée, incidence pelvienne et version pelvienne) ne montre pas de différences entre les joueurs souffrant ou non de douleurs aux hanches (tableau V.5). La comparaison des paramètres morphologiques acétabulaire et des fémurs proximaux n'a pas montré non plus de différence significative (tableau V.5). Cependant, certains paramètres s'approchaient du seuil de significativité et des tendances peuvent tout de même être dégagées. En particulier, il semblerait que les joueurs reportant des douleurs présentaient un angle d'Idelberg et Franck et un angle de couverture plus faible que les joueurs ne reportant pas de douleur, entraînant un taux de recouvrement de la tête fémorale plus faible, notamment renforcé par le fait que le diamètre de la tête fémorale pourrait être légèrement inférieur. La différence de couverture acétabulaire pour un diamètre de tête fémorale similaire ou inférieur pourrait indiquer une pression plus importante sur les structures si les forces de réaction articulaire pendant le jeu sont similaires. En effet, à force de contact égale, si un joueur présente une couverture moins importante, il possèdera dans ce cas une surface de contact moins importante et donc une pression locale plus élevée.

V.3.2 Comparaison des paramètres morphologiques entre le côté douloureux et non douloureux

Afin de déterminer si certains paramètres sont liés à la présence de douleurs, les côtés douloureux et non douloureux ont été comparés pour les joueurs ne présentant des douleurs que d'un seul côté. Sur les six joueurs présentant des douleurs, trois joueurs présentaient des douleurs à la fois du côté dominant et du côté non dominant. Lors de l'examen clinique, les douleurs ont pu être classées et tous les joueurs présentant des douleurs aux deux côtés avaient plus mal du côté droit que du côté gauche. Les joueurs ayant des douleurs des deux côtés ont été traités comme s'ils avaient seulement mal du côté droit.

Cette séparation n'a pas permis de mettre en avant de différences significatives entre les côtés (tableau V.6). Néanmoins, des tendances pouvaient être dégagées. En effet,

Tableau V.5 – Valeurs des paramètres pelviens, acétabulaires et du fémur proximal pour les groupes avec et sans douleur. CD : Côté Dominant, CND : Côté Non Dominant, TF : tête fémorale

Paramètre pelvien	Douleur	Sans douleur	p-value
Version pelvienne (°)	11.3 ± 8.1	12.4 ± 6.4	0.31
Incidence pelvienne (°)	51.9 ± 14	53.7 ± 13.4	0.27
Pente sacrée (°)	-40.6 ± 8.4	-41.2 ± 11	0.47
Rotation horizontale (°)	-2.1 ± 2	-0.1 ± 6.4	0.53
Bascule frontale (°)	-0.1 ± 2	-0.3 ± 1.5	0.31

Paramètre acétabulaire	Côté	Douleur	Sans douleur	p-value
Angle couverture (°)	CD	28.3 ± 4.3	30.9 ± 5.3	0.12
	CND	30.4 ± 6.6	33.4 ± 5.7	0.22
Angle Idelberg Frank (°)	CD	50.9 ± 1	49.6 ± 1.6	0.07
	CND	50.9 ± 3	48.6 ± 1.5	0.07
Taux recouvrement TF (%)	CD	43.1 ± 2.3	45.4 ± 3.6	0.12
	CND	44.5 ± 3.1	46.6 ± 3.9	0.15
Angle fémoral mécanique (°)	CD	91.7 ± 1.5	92.9 ± 2.3	0.18
	CND	91.6 ± 3.5	90.9 ± 2.4	0.53
Diamètre TF (°)	CD	47.6 ± 1.8	48.4 ± 3.4	0.53
	CND	48 ± 1.3	47.6 ± 3.4	0.09
Indice sphéricité	CD	815.1 ± 49.2	839.1 ± 54.4	0.05
	CND	830.3 ± 57.5	829.5 ± 52.8	0.37

Tableau V.6 – Comparaison des paramètres morphologiques entre le côté où les joueurs présentent des douleurs et celui où ils n'en ont pas.

	Côté Douleur	Côté non douleur	p-value
Recouvrement TF	43.4 ± 2.8	44.1 ± 2.9	0.29
Angle de couverture	29.7 ± 5.2	28.9 ± 6.1	0.53
Angle Idelberg Frank	49.8 ± 2	51.9 ± 1.8	0.05
Indice de sphéricité	808.4 ± 48.4	837.1 ± 55.1	0.24
Diamètre TF	47.4 ± 1.2	48.3 ± 1.7	0.15
Angle fémoral mécanique	92.1 ± 2.2	91.3 ± 3.1	0.35

le recouvrement de la tête fémorale, l'angle d'Idelberg Frank, et le diamètre de la tête fémorale sont moins importants du côté où les joueurs présentent des douleurs. Cela signifierait que la surface de contact était moins large du côté douloureux que de l'autre côté. Cela pouvait alors engendrer, à force de contact égale, une pression de contact plus

importante qui pourrait être à l'origine des douleurs.

V.4 Conclusion du bilan fonctionnel et perspectives

Le bilan fonctionnel a permis de développer un examen clinique spécifique aux problèmes de hanche des pongistes. Il pourra éventuellement être étendu à d'autres sports où l'objectif serait de détecter des douleurs à la hanche. En effet, nous avons pu, grâce à la littérature, recenser les différents tests permettant d'évaluer la présence de douleurs de hanche. Nous les avons alors implémentés et évalués dans un protocole global.

L'étude de répétabilité de cet examen clinique a permis de montrer que les résultats obtenus devaient être interprétés avec précaution puisque les mesures qui pouvaient être faites dépendaient des différents expérimentateurs. De plus, l'incertitude globale entre tous les sujets était d'environ neuf degrés sur tous les degrés de liberté.

Cet examen clinique a aussi mis en avant des différences entre les deux groupes qui étaient en cohérence avec la littérature dans la mesure où les douleurs de hanche s'accompagnaient souvent de diminution d'amplitude articulaire en rotation interne de hanche. De plus, cet examen a permis de montrer que les joueurs présentant des douleurs possédaient une plus grande souplesse au niveau du rachis et des membres inférieurs.

L'analyse morphométrique a révélé, grâce à la stéréo-radiographie et les reconstructions 3D du squelette, que certains joueurs présentaient une déformation de type PGD, propice à des pincements à la hanche, mais sans pour autant faire un lien avec la présence de douleurs. Ces excroissances peuvent être un signe précurseur d'arthrose de hanche. En effet, l'apparition de ces déformations peuvent être dûs à des répétitions de geste trop importantes durant la croissance. Les joueurs élités de tennis de table commencent l'entraînement intensif dès l'âge de douze ans alors que la croissance n'est pas terminée, cette répétition de gestes entraînerait alors une augmentation des charges cumulatives induites par des contraintes répétées qui pourraient entraîner un remodelage de la tête fémorale, notamment en raison de la présence de cartilage de conjugaison encore présent à cette âge.

L'apparition de la déformation de type PGD semblait être liée à l'âge du joueur. Il n'est donc pas impossible qu'elle apparaisse, surtout chez les jeunes joueurs, avec le

temps. Même si le lien entre cette excroissance et les douleurs n'a pas été montré avec notre étude, il est possible que ce soit un facteur annonçant des risques de lésions dans le futur. Il serait alors intéressant de réaliser une étude longitudinale.

CHAPITRE VI

Cinématique articulaire et rapprochement des butées



Sommaire

VI.1	Introduction	85
VI.2	Méthode	85
VI.2.1	Cinématique inverse	85
VI.2.2	Lissage des données cinématiques.	86
VI.2.3	Découpage du geste de frappe.	86
VI.2.4	Rapprochement des butées articulaires	89
VI.3	Résultats	91
VI.3.1	Vitesse de raquette	91
VI.3.2	Cinématique articulaire	94
VI.3.3	Rapprochement des butées	100
VI.4	Conclusion	103

VI.1 Introduction

L'objectif de l'analyse cinématique du tennis de table était d'interpréter les données recueillies avec la capture du mouvement. En effet, les données n'étaient pas interprétables directement et un traitement devait être mis en place. Ce traitement consistait en la détermination de l'évolution de la configuration des degrés de liberté des articulations du modèle en fonction du temps.

Pour cela, les segments du modèle étaient considérés comme des solides rigides articulés entre eux par des liaisons pivot, rotule, etc. Le calcul de la cinématique consistait à estimer les orientations relatives et/ou absolues des segments dans l'espace.

Ce chapitre présente la méthode de cinématique inverse utilisée pour calculer l'évolution de la cinématique articulaire pour les cohortes lors des gestes de tennis de table pendant les trois activités étudiées (coup droit, pivot, revers). Aussi, le rapprochement des butées articulaires, entre le fémur et le bassin a été calculé à partir de la connaissance de la cinématique articulaire de la hanche et des morphologies osseuses individuelles.

Les résultats de l'analyse cinématique ainsi que ceux pour les butées articulaires sont ensuite présentés. Ils sont suivis d'une discussion commune.

VI.2 Méthode

VI.2.1 Cinématique inverse

Le principe de la cinématique inverse est de calculer l'évolution de la configuration articulaire des degrés de liberté de l'effecteur, ici, la raquette. Dans le cadre des modèles musculo-squelettiques, il est plus commun d'utiliser une optimisation multi-segments (*MKO : multibody kinematics optimization* en anglais) qui permet de déterminer l'évolution des degrés de liberté en fonction des positions 3D des marqueurs, tout en conservant les contraintes associées au modèle. L'outil de cinématique inverse d'OpenSim fonctionne grâce à cette optimisation cinématique multi-segments où l'écart entre les coordonnées des marqueurs réels $\mathbf{x}_i^{\text{exp}}$ et celles des marqueurs reconstruits $\mathbf{x}_i(\mathbf{q})$ est minimisé avec q

les coordonnées généralisée (équation VI.1).

$$\min_q \sum_{i \in \text{marqueurs}} \omega_i |\mathbf{x}_i^{\text{exp}} - \mathbf{x}_i(\mathbf{q})|^2 \quad (\text{VI.1})$$

Où ω_i désigne le poids associé à chaque marqueur. Ce poids quantifie la confiance du suivi de ce marqueur au cours du mouvement. Les marqueurs placés sur des repères osseux avaient des poids plus importants que les marqueurs techniques. Les poids associés aux marqueurs sont présentés à l'annexe A.5.

Les angles articulaires étaient alors calculés avec cette méthode et exprimés dans un système de coordonnées cardaniques en fonction d'une séquence choisie. Pour la hanche, la séquence était ZX'Y" soit flexion/extension, adduction/abduction, rotation interne/externe.

VI.2.2 Lissage des données cinématiques

Une fois les coordonnées généralisées obtenues, elles étaient lissées dans le but de corriger les éventuelles oscillations non physiologiques et de pouvoir dériver sans créer de variations trop importantes. Une moyenne glissante sur cinq valeurs était utilisée pour lisser ces courbes.

VI.2.3 Découpage du geste de frappe

Identification des phases

Comme nous avons pu le voir lors de la revue de littérature sur la biomécanique, un des intérêts principaux des auteurs était la détermination de phases dans le geste de frappe du tennis de table. Cependant, les méthodes utilisées ne sont pas identiques entre les auteurs.

L'utilisation de caméras vidéos haute fréquence semblait être la meilleure solution pour déterminer des instants précis comme l'impact entre la balle et la raquette ou le découpage du geste de frappe. Cependant, une synchronisation avec le système de capture du mouvement est nécessaire pour réduire le nombre de données à stocker. De plus, même avec cette synchronisation, il faudrait avoir une capture vidéo de toutes les acquisitions

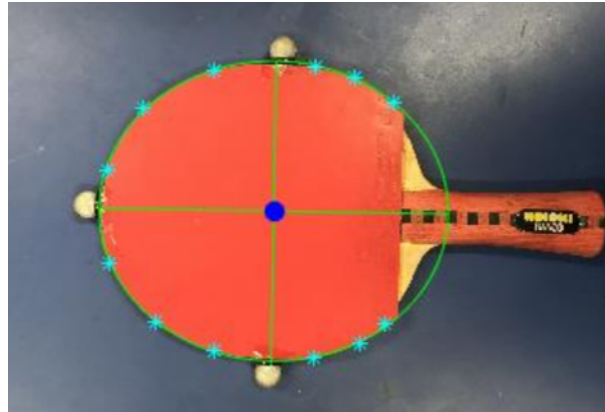


Figure VI.1 – Détermination du centre de la raquette. Le point bleu représente le centre de l'ellipse, passant par les points choisis manuellement, et était défini comme le centre de la raquette.

de tennis de table avec un champ de vision très large puisque la localisation de l'impact n'était pas toujours identique. Cela augmenterait considérablement la taille numérique des acquisitions et il faudrait envisager des options de stockage supplémentaires.

L'option retenue était alors de déterminer le début et la fin du *forward swing* à partir d'une méthode originale basée sur deux variables : la position et la vitesse du centre de la raquette. L'instant de l'impact entre la balle et la raquette a aussi été calculé. Les méthodes développées et choisies sont détaillées ci-dessous.

Calcul du centre de la raquette Afin d'obtenir la position, et ensuite la vitesse, du centre de la raquette, une ellipse a été ajustée aux moindres carrés sur des points identifiés sur l'ensemble de la circonférence de la raquette. Ceci a été réalisé à partir d'une photographie prise parallèlement à la surface d'une des faces de la raquette. Ensuite, les coordonnées du centre de l'ellipse ont été exprimées dans un repère local de la raquette dans lequel ont également été exprimées les coordonnées des trois marqueurs placés sur la raquette. Enfin, le centre de la raquette était replacé dans l'espace 3D pendant le mouvement via une procédure de recalage rigide [Söderkvist et al., 1993] basée sur les marqueurs de la raquette, visibles par le système de capture du mouvement (voir figure VI.1).

La vitesse linéaire du centre de la raquette était ensuite obtenue par dérivation par

rapport au temps de la position de ce point dans l'espace.

Identification des phases Afin d'identifier les phases du geste de tennis de table, une identification particulière a été mise en place, non pas basée sur un seul critère, comme l'ont fait les autres auteurs [Zhang et al., 2017; Qian et al., 2016], mais sur plusieurs. Or une méthodologie basée sur plusieurs critères, ici deux, n'est pas commune en biomécanique du mouvement.

Le début de la phase de *backward swing* correspondait à la fin de la phase de *forward swing* car les joueurs répétaient les gestes les uns après les autres lors des acquisitions. La fin de la phase de *backward swing* correspondait au début du *forward swing*. La fin de la phase de *backward swing* était obtenu en trouvant l'instant qui s'approchait plus de la double condition : la norme de la vitesse linéaire de la raquette devait être minimale et la position de la raquette devait être la plus basse. La double condition pour la fin du *forward swing* était que la norme de la vitesse linéaire de raquette devait être minimale et la position de la raquette la plus haute. L'algorithme développé est présenté dans l'annexe A.7 page 193.

Identification de l'impact entre la balle et la raquette

L'identification de l'impact entre la balle et la raquette est important lors de la décomposition de geste de tennis de table. Elle permet alors de déterminer certains paramètres à cet instant précis. De plus, il était possible de considérer que certaines charges importantes avant l'impact pouvaient être nécessaires à la performance. Par contre, après l'impact, les joueurs devaient chercher à minimiser ces charges.

La détermination de cet instant n'est cependant pas possible avec les techniques d'analyse de mouvement se basant sur des marqueurs réfléchissants passifs car il n'est pas possible de mettre du ruban réfléchissant ou de peindre la balle car cela changerait ses caractéristiques. Certains auteurs ont combiné la capture du mouvement et des caméras vidéos à haute fréquence [Ino and Kojima, 2009]. Comme évoqué précédemment, il n'était pas possible de recourir aux caméras vidéos dans ce projet de thèse. D'autres ont fait l'hypothèse que cet instant coïncidait avec l'instant de vitesse linéaire maximale de la raquette [Bańkosz and Winiarski, 2017]. Cette hypothèse n'a cependant pas été vérifiée

dans la littérature.

Finalement, comme la plupart des auteurs, nous avons choisi, avec les données disponibles lors de l'analyse du mouvement, de faire l'hypothèse que l'instant de l'impact entre la balle et la raquette coïncidait avec l'instant de vitesse linéaire maximale de la raquette.

VI.2.4 Rapprochement des butées articulaires

Une des hypothèses de ce travail était que le rapprochement des butées articulaires était un paramètre clé dans la détection de douleurs aux hanches car ce paramètre peut renseigner de l'occurrence d'un contact prématuré entre les structures osseuses, en dehors du cartilage.

Afin d'étudier le rapprochement des butées, nous ne pouvions pas utiliser les maillages complets du fémur et du bassin car les points de la tête fémorale étaient proches des points de l'acétabulum, ce qui correspondait au cartilage et pas aux zones de contact prématuré entre l'acétabulum et la tête fémorale. C'est pourquoi des zones spécifiques ont été définies sur le fémur et l'acétabulum (figure VI.2).

Ces zones ont été choisies de manière empirique basée sur l'observation d'où se situait le contact prématuré au niveau de l'acétabulum et de la tête fémorale. Au final, deux cercles ont été déterminés, l'un sur le fémur, proche de la tête fémorale, et l'autre sur le labrum de l'acétabulum, et la distance minimale entre ces deux cercles a été retenue pour caractériser le rapprochement des butées.

Le premier cercle, sur le fémur, a été construit à partir du col fémoral. Pour cela, un cylindre a été ajusté aux moindres carrés sur la zone du maillage correspondant au col fémoral. L'axe de révolution du cylindre a ensuite été utilisé comme normale à un plan passant aux deux tiers du rayon de la tête fémorale. Le cercle a finalement été déterminé avec un cercle aux moindres carrés en utilisant les points à l'intersection entre le plan passant aux deux tiers du rayon de la tête fémorale et les points de la tête fémorale (figure VI.3 à droite). Ce cercle a été choisi de cette manière car il représentait les excroissances osseuses qui pouvaient être vues sur le fémur et qui caractérisaient la *pristol grip deformity* (définie partie II.3.2 page 14).

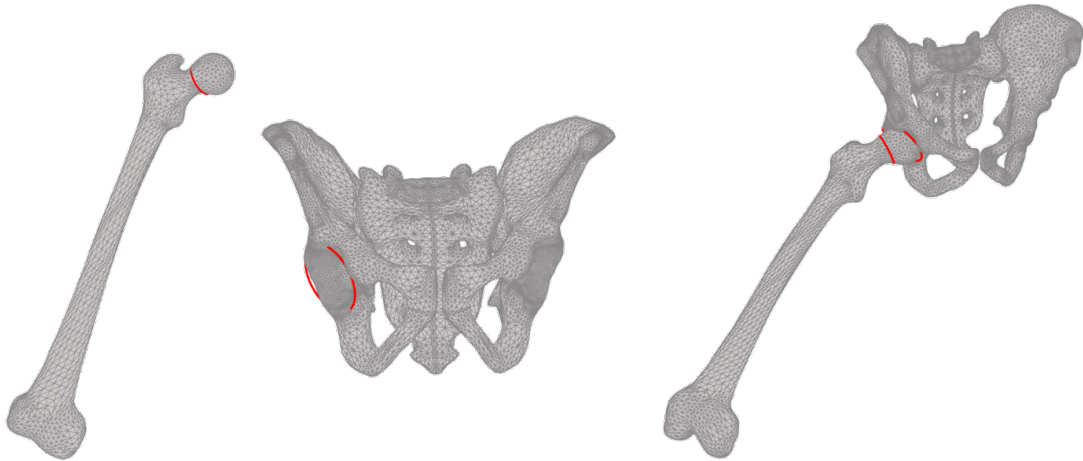


Figure VI.2 – Images illustrant les zones définies sur le fémur et le bassin pour le calcul des rapprochements des butées.

Le deuxième cercle a été créé à partir du labrum acétabulaire. Un cercle aux moindres carrées a été créé à partir des points constituant la région du labrum, préalablement définie sur le maillage du bassin.

Chaque cercle a été décomposé en cent points et la distance minimale entre chaque point du cercle du fémur et chaque point du cercle sur le bassin était calculée comme la distance représentant la proximité des butées articulaires.

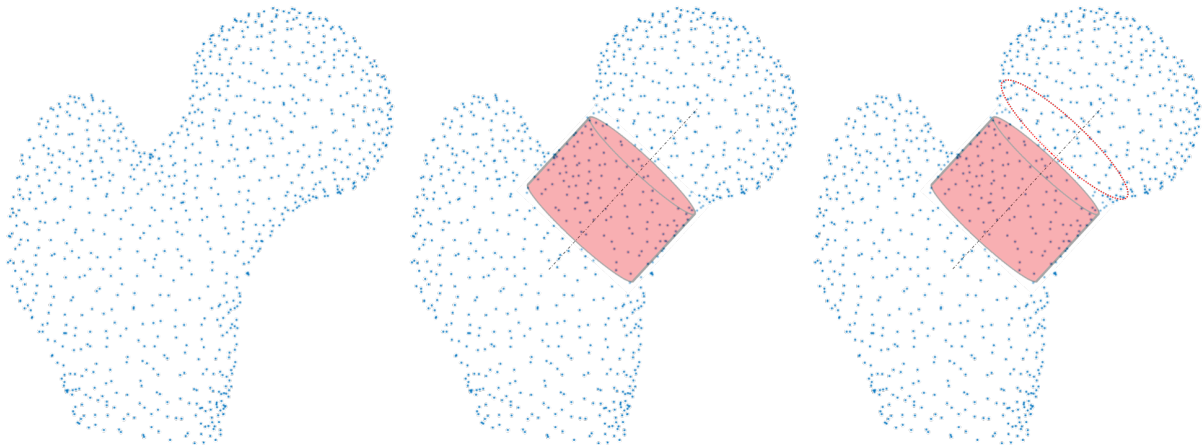


Figure VI.3 – Création du cercle construit sur le fémur. À gauche, le maillage du fémur proximal. Au milieu, le cylindre créé à partir des points du col fémoral. À droite, le cercle représentant la zone

VI.3 Résultats

VI.3.1 Vitesse de raquette

La vitesse linéaire de la raquette a aussi été calculée afin de pouvoir la comparer avec les données de la littérature car de nombreuses études ont aussi reporté la vitesse de la raquette. L'évolution de la vitesse linéaire de la raquette est présentée à la figure VI.4 pour un coup de chacune des trois activités d'un sujet.

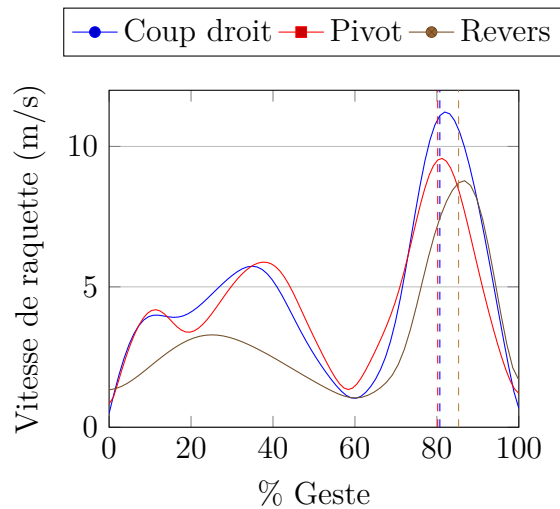


Figure VI.4 – Évolution de la norme de la vitesse linéaire de la raquette en fonction du geste de tennis de table pour les trois activités. Le trait vertical en pointillé représente l'instant de l'impact. L'instant 0 % correspond au début du *backward swing* et le 100 % à la fin du *forward swing*.

	Coup droit	Pivot	Revers
Vitesse maximale (m/s)	12.2 ± 2.2	11.9 ± 2.1	9.3 ± 2.5

Tableau VI.1 – Moyenne et écart-type des vitesses maximales de raquette pour tous les sujets pour les trois activités étudiées.

Les résultats de vitesse maximale de raquette sont présentés au tableau VI.1. L'objectif ici n'était pas de comparer les vitesses de raquette entre les cohortes Douleur et Non douleur mais plutôt de pouvoir comparer les valeurs obtenues dans cette thèse avec celles de la littérature. Dans la littérature, Ino [2017] a reporté des valeurs de vitesse de

raquette à l'impact de 18.7 m.s^{-1} pour une population de joueurs élités âgés de 20 ans en moyenne. [Bańkosz and Winiarski \[2020\]](#) ont trouvé des valeurs maximales de l'ordre de 13 m/s en coup droit pour une population de joueuses polonaises élités âgées de 20 ans.

Notre cohorte de joueurs élités français avait alors des vitesses maximales de raquette comparables à celles de joueuses polonaises de haut niveau [[Bańkosz and Winiarski, 2020](#)], et bien inférieures à celles des joueurs japonais [[Iino, 2017](#)]. Nous nous attendions cependant à avoir des valeurs similaires aux joueurs japonais car ils jouaient dans la même catégorie. Les différences pouvaient être expliquées par le protocole expérimental. En effet, dans l'étude d'[Iino \[2017\]](#), les joueurs réalisaient les gestes contre un robot qui leur lançaient les balles alors que dans notre étude, le joueur étudié faisait face à un autre joueur et ils faisaient des échanges. De plus, la méthode de calcul n'était pas détaillée dans l'article d'[Iino \[2017\]](#), il était donc possible qu'il n'utilisait pas le centre de la raquette mais un point à l'extrémité de la raquette. Cependant, cela n'expliquait pas ces différences importantes. Ces différences ont été observées après les premières acquisitions et une acquisition supplémentaire, pour quelques participants, a alors été effectuée. Cette activité n'a pas été étudiée comme les autres proposées dans cette thèse car tous les joueurs ne l'avaient pas effectuée lors des acquisitions.

Cette nouvelle activité consistait en un seul coup droit où un joueur envoyait une balle avec un effet coupé au joueur équipé de marqueurs. Ce joueur devait alors effectuer un coup droit en faisant un *topspin* en donnant un effet important à la balle. Cette fois, les joueurs ne faisaient plus d'échanges et seule une balle était envoyée par le joueur.

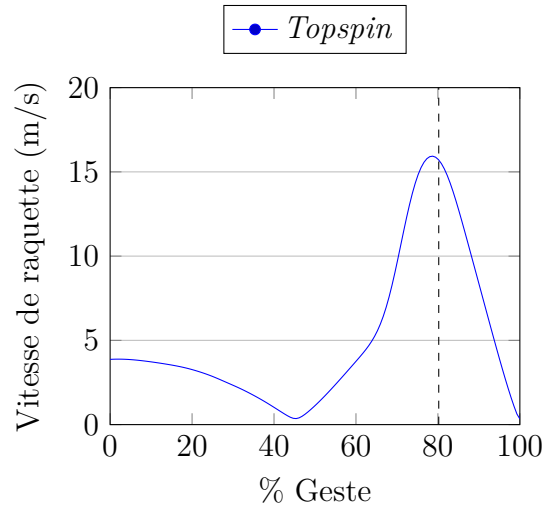


Figure VI.5 – Évolution de la norme de la vitesse linéaire de la raquette en fonction du geste de tennis de table pour l'activité supplémentaire de *Topspin* sur une balle envoyée avec un effet coupé et réalisée une seule fois par échange. Le trait vertical en pointillé représente l'instant de l'impact.

Cette situation s'apparentait alors à un lancé par un robot à la différence qu'avec le robot, la balle arrivait approximativement à la même place, avec la même vitesse et le même *spin* à chaque fois. Dans notre étude, le joueur qui envoyait la balle était précis mais moins qu'un robot et les balles n'arrivaient alors pas toujours au même endroit et avec les mêmes caractéristiques. Dans ce cas, nous arrivions à une vitesse maximale de raquette de l'ordre de 16 m.s^{-1} (figure VI.5). Ce n'était pas encore au niveau des 19 m.s^{-1} reportés par [Iino \[2017\]](#) mais il restait encore des différences dans le protocole qui pourraient les expliquer comme la nécessité de s'ajuster à la position et à l'effet de la balle reçue, qui peut ne pas être constant lors de l'envoi des balles par le joueur adverse.

VI.3.2 Cinématique articulaire

La cinématique articulaire était issue du traitement fait avec le modèle musculo-squelettique présenté partie IV.4.1 (page 54). Les angles articulaires de la hanche ont été calculés pour les trois activités étudiées et pour les différentes cohortes ("Douleur" et "Non douleur").

Coup droit

L'évolution des degrés de liberté des hanches est présentée à la figure VI.6 pour un geste d'un sujet. La valeur maximale de flexion/extension du côté non dominant était atteinte avant l'impact entre la balle et la raquette. L'évolution de la flexion/extension était opposée entre les côtés dominants et non dominants. En effet, la valeur maximale de flexion/extension était atteinte du côté dominant lorsque la valeur minimale était atteinte du côté non dominant. Le même phénomène était observé pour l'adduction/abduction. Les amplitudes (différence entre valeur maximale et valeur minimale) étaient comparables pour la flexion/extension et l'adduction/abduction entre les côtés dominant et non dominant. La rotation interne/externe était maximale pour le côté non dominant au moment de l'impact entre la raquette et la balle. Contrairement aux autres degrés de liberté, l'amplitude de rotation interne/externe était supérieure du côté non dominant par rapport au côté dominant.

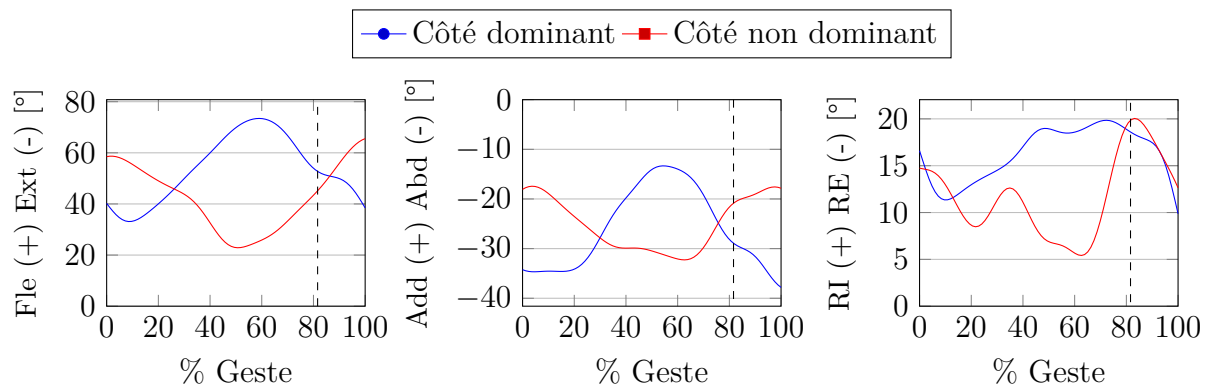


Figure VI.6 – Évolution de la cinématique articulaire de la hanche en fonction du geste de tennis de table en coup droit pour un coup d'un joueur. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.

Les valeurs d'amplitude étaient cohérentes avec celles reportées dans la littérature par [Bańkosz and Winiarski \[2018b\]](#). En effet, en coup droit et en flexion, les auteurs ont reporté des amplitudes d'environ 40° lors de la phase de *forward swing* (qui comprend les deux premières phases de [Bańkosz and Winiarski \[2018b\]](#)) du côté droit et du côté gauche.

Les résultats complets de l'analyse cinématique lors de l'activité de coup droit sont présentés dans le tableau A.8 en annexe (page 204) pour les trois degrés de liberté de la hanche. L'analyse cinématique du coup droit n'a montré aucune différence significative du côté non dominant avec des résultats similaires sur les deux groupes pour les trois degrés de liberté. Les principales différences étaient au niveau de la rotation interne/externe de hanche du côté dominant où la valeur minimale de rotation interne/externe était supérieure pour les joueurs de la cohorte "Douleur" (-0.8°) par rapport aux joueurs de la cohorte "Non douleur" (-10.2°). Les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient alors plus de rotation externe de hanche lors des coups droits. La valeur de rotation interne maximale était équivalente entre les deux cohortes. L'amplitude (différence entre la valeur maximale et la valeur minimale) de rotation interne/externe était alors moins importante pour les joueurs de la cohorte "Douleur" (12.1°) que pour les joueurs de la cohorte "Non douleur" (20.3°) du côté dominant (figure VI.7).

L'amplitude de flexion/extension de hanche était aussi moins importante pour les joueurs qui avaient des douleurs (38.5°) que pour les joueurs qui n'en présentaient pas (38.5°) (figure VI.7). Encore une fois, la valeur maximale de flexion était équivalente entre les deux cohortes (73.7° et 73.7°) mais c'était la valeur minimale qui était plus importante pour les joueurs de la cohorte "Douleur" (35.2) que pour les joueurs de la cohorte "Non douleur" (28°).

L'analyse de l'adduction/abduction n'a révélé aucune différence significative ni même de tendance entre les deux groupes du côté dominant et non dominant.

Les amplitudes de flexion/extension et de rotation interne/externe étaient alors limitées pour les joueurs qui présentaient des douleurs. Ce résultat était en lien avec la diminution d'amplitude liée au conflit de hanche [[Krekel et al., 2011](#)] et observée lors de l'examen clinique.

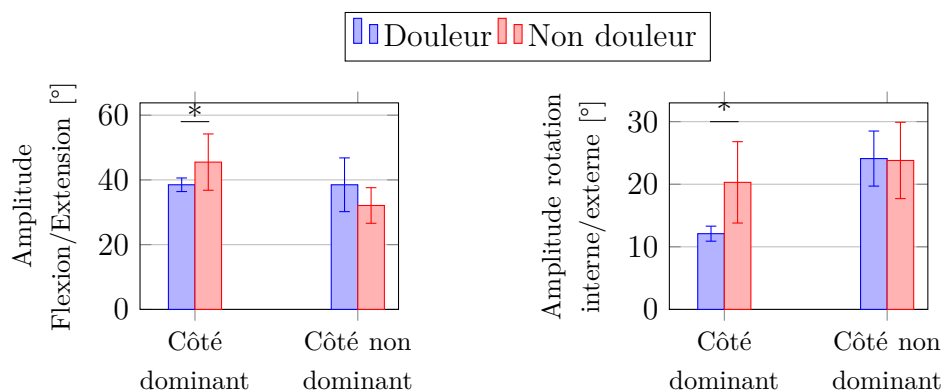


Figure VI.7 – Comparaison des amplitudes de flexion/extension et de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes en coup droit.

Pivot

L'évolution de la cinématique articulaire des deux hanches lors des gestes en pivot est présentée figure VI.8 pour un geste d'un sujet. L'évolution de ces degrés de liberté était comparable à celle observée lors de l'analyse de la cinématique du coup droit. La principale différence avec le coup droit était au niveau de la rotation où elle avait une amplitude plus importante du côté dominant que du côté non dominant. Cela était dû au déplacement que les joueurs effectuaient pour parvenir à la position de pivot.

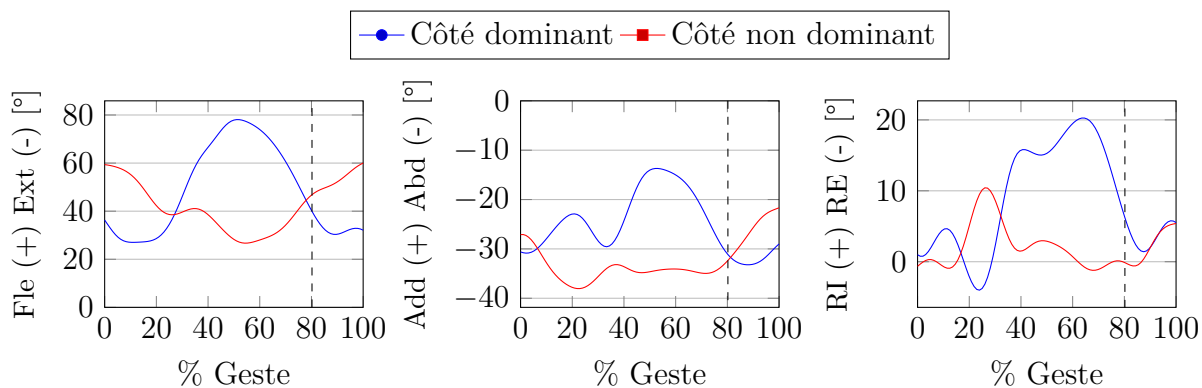


Figure VI.8 – Évolution de la cinématique articulaire de la hanche en fonction du geste de tennis de table en pivot pour un coup d'un sujet. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.

Les résultats complets de l'analyse cinématique lors de l'activité de pivot sont pré-

sentés dans le tableau A.9 en annexe (page 205). De même que pour le coup droit, l'analyse cinématique du pivot n'a pas montré de différences significatives du côté non dominant. Cependant, des différences, non significatives, pouvaient être relevées en flexion/extension du côté non dominant où la valeur minimale était inférieure chez les joueurs qui présentaient de douleurs (3.1°) par rapport aux les joueurs qui n'en présentaient pas (11.3°). La valeur maximale étant équivalente pour les deux groupes, l'amplitude de flexion était supérieure pour les joueurs de la cohorte "Douleur" (39.7°) par rapport à ceux de la cohorte "Non douleur" (33.3°).

Sur le côté dominant, les valeurs étaient équivalentes à celles trouvées en coup droit. En effet, l'activité de pivot restait un geste de coup droit que les joueurs effectuaient lors d'un déplacement. Il était alors logique de retrouver des résultats similaires sur ces deux activités. Cependant, des différences significatives ont pu être dégagées pour l'activité de pivot. En effet, les valeurs maximales de flexion/extension étaient inférieures pour les joueurs qui ne présentaient pas de douleurs (72.8° contre 77° pour les joueurs qui en présentaient) (figure VI.9).

Les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient aussi des valeurs d'amplitude de rotation interne/externe (12.8°) moins importantes que les joueurs de la cohorte "Non douleur" (17.2°). Ce résultat s'était retrouvé lors de l'analyse du coup droit et faisait le lien avec les limitations d'amplitude articulaire liées au conflit de hanche.

De plus, les valeurs de flexion/extension étaient plus importantes du côté dominant que du côté non dominant. Ce résultat se retrouvait aussi lors de l'activité de coup droit.

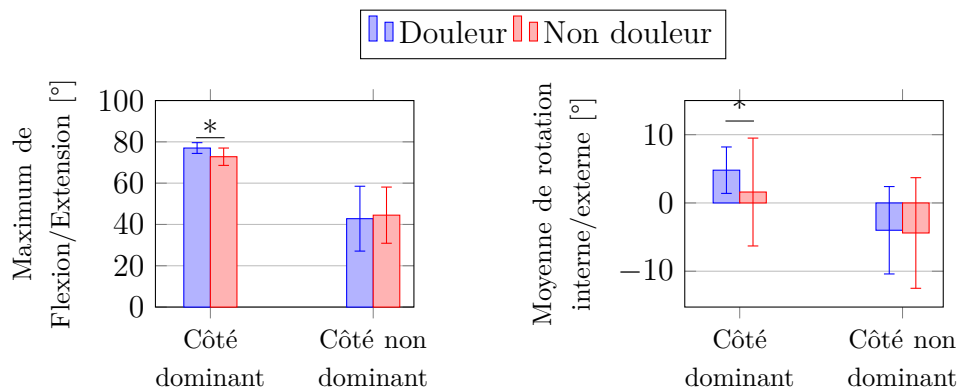


Figure VI.9 – Comparaison du maximum de flexion/extension et de la moyenne de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de pivot.

Revers

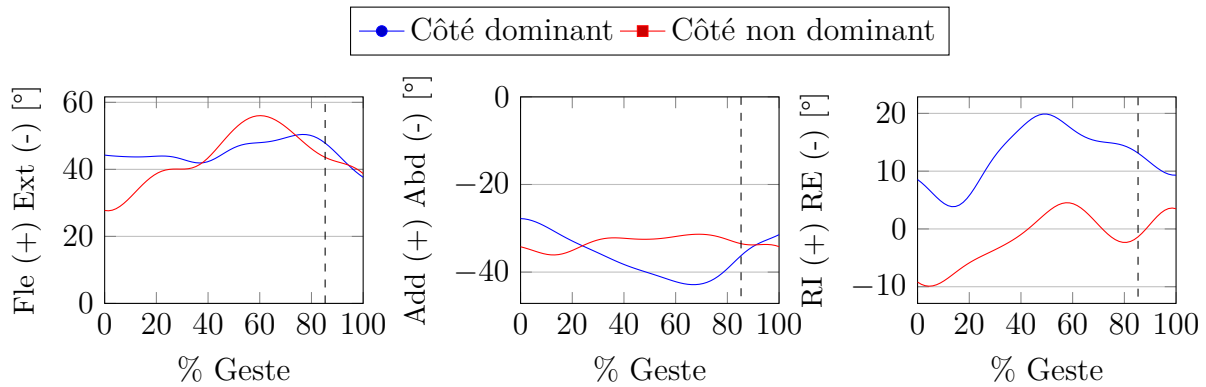


Figure VI.10 – Évolution de la cinématique articulaire des hanches d'un sujet lors d'un revers en fonction du geste de tennis de table en revers pour un coup d'un joueur. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.

L'évolution de la cinématique articulaire des deux hanches lors des gestes en revers est présentée figure VI.10 pour un geste d'un sujet. Les amplitudes observées étaient inférieures par rapport à celles des autres activités. Aucun des degrés de liberté n'était maximal au moment de l'impact.

Le revers a été étudié dans la littérature mais aucune valeur d'angle articulaire au niveau des hanches n'a été reportée (voir tableau III.1 page 26).

Les résultats complets de l'analyse cinématique lors de l'activité de revers sont présentés dans le tableau en annexe A.10 (page 206). Aucune différence significative n'a été trouvée entre les deux groupes lors de l'activité de revers et ce, pour les côtés dominants et non dominants et pour les trois degrés de liberté. Cependant, l'amplitude de flexion était supérieure pour les joueurs de la cohorte "Non douleur" (25.4°) par rapport aux joueurs de la cohorte "Douleur" (19.6°) mais pas de manière significative (figure VI.11).

Les résultats lors de l'activité de revers étaient équivalents pour les deux côtés dominant et non dominant. Cela suggérait que les joueurs monopolisaient de manière égale leurs deux hanches lors du revers.

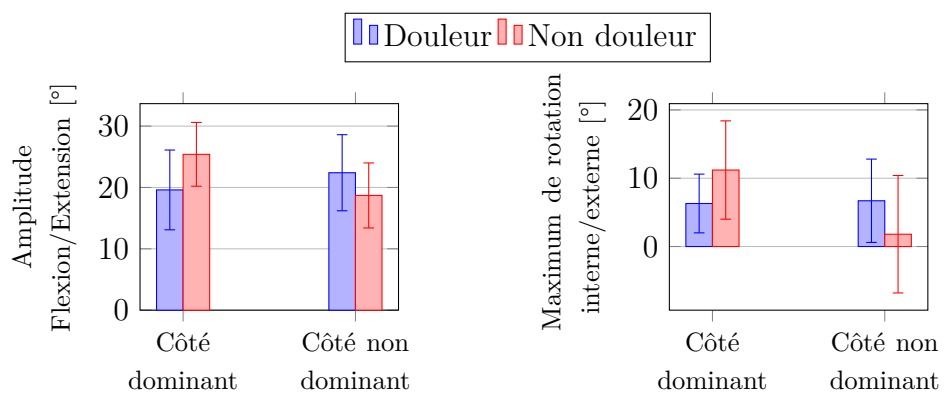


Figure VI.11 – Comparaison des amplitudes de flexion/extension et du maximum de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes lors du revers.

VI.3.3 Rapprochement des butées

Le rapprochement des butées a été calculé pour illustrer les conflits fémoro-acétabulaires potentiels.

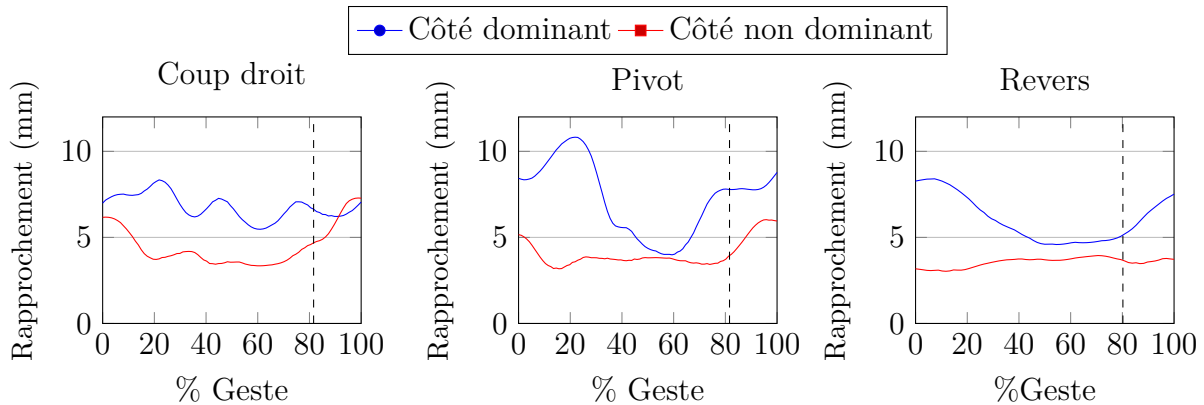


Figure VI.12 – Évolution du rapprochement des butées articulaires pour les trois activités en distinguant côté dominant et non dominant pour un coup d'un joueur. Le trait en pointillé représente l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.

Coup droit

L'évolution du rapprochement des butées articulaires est présentée pour un coup droit d'un joueur (figure VI.12). On pouvait remarquer que les butées du côté non dominant se rapprochaient au début du geste puis s'éloignaient. Les amplitudes constatées étaient similaires des deux côtés. Ce résultat se retrouvait sur tous les sujets puisque l'amplitude moyenne était de 2.6 mm du côté dominant contre 2.4 mm du côté non dominant pour les joueurs qui ne présentaient pas de douleurs (voir annexe A.11 page 207).

Les valeurs obtenues lors de l'analyse du rapprochement des butées étaient comparables entre les cohortes (figure VI.13). Ici, ce sont les valeurs minimales qui étaient les plus intéressantes puisqu'elles correspondaient à une compression maximale du cartilage présent dans l'articulation.

Les résultats de l'analyse du rapprochement des butées sont disponibles à l'annexe A.11 page 207. Les valeurs minimales étaient de 1.6 mm pour le rapprochement des butées en coup droit. Le cartilage dans la hanche était épais de 3 mm au minimum au niveau

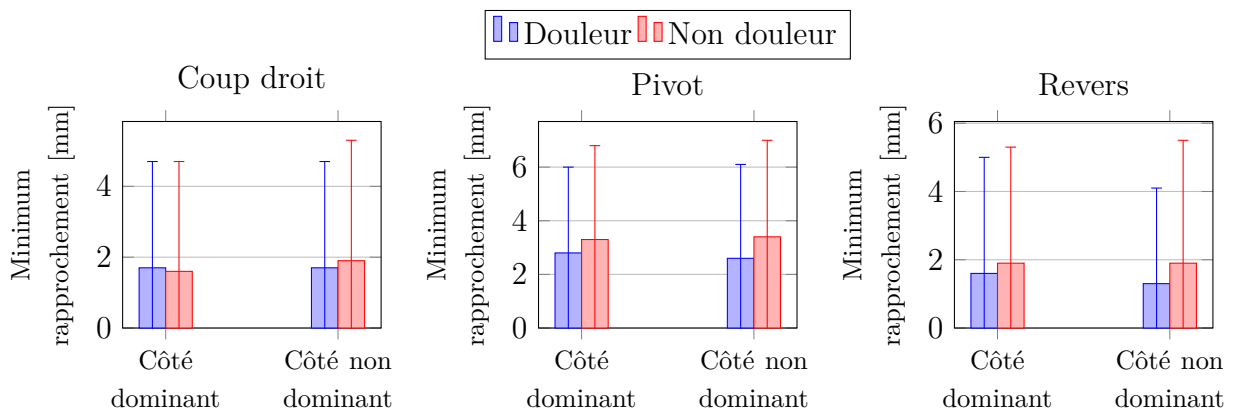


Figure VI.13 – Valeur minimale de rapprochement des butées articulaires pour les trois activités, pour les deux cohortes en distinguant côté dominant et non dominant.

de l'articulation ce qui correspondrait à un écrasement de près de la moitié de l'épaisseur initiale.

Cependant, la manière dont ce rapprochement a été calculé ne correspondait pas exactement à la compression du cartilage, elle correspondait plutôt au rapprochement entre les cercles définis partie VI.2.4 qui représentaient les reliefs osseux de l'acétabulum et de la tête fémorale.

Néanmoins, ces valeurs étaient faibles mais il n'existait que peu de différences entre les deux cohortes qui ne permettaient pas d'expliquer la présence de douleurs.

Pivot

L'évolution du rapprochement des butées articulaires est présentée pour un pivot d'un joueur (figure VI.12). Les amplitudes de rapprochement des butées étaient plus importantes qu'en coup droit. En effet, sur le côté dominant, on pouvait constater une amplitude de l'ordre de 5 mm contre 2 mm sur le côté non dominant. Les valeurs minimales étaient cependant équivalentes entre les deux côtés.

Les résultats de l'analyse du rapprochement des butées sont disponibles à l'annexe A.12 page 207. Les valeurs minimales trouvées ici étaient inférieures pour la cohorte "Douleur" (2.8 mm) par rapport à la cohorte Non douleur (3.3 mm) du côté dominant. Des différences équivalentes étaient observées du côté non dominant avec 2.6 mm pour

la cohorte "Douleur" et 3.4 mm sur la cohorte "Non douleur". Ces différences n'étaient cependant pas significatives (figure VI.13).

Les valeurs étaient comparables entre les deux côtés dominant et non dominant. En comparant avec l'activité de coup droit, une augmentation des valeurs minimales de rapprochement a été observée. En effet, pour le coup droit les valeurs minimales étaient de 1.6 mm alors que pour le pivot, elles étaient de 2.8 mm.

Ici, l'amplitude du rapprochement était plus importante que sur les autres activités, avec 4.9 mm pour la cohorte "Douleur" du côté dominant contre 2.6 mm d'amplitude pour le coup droit. Le temps de frappe étant comparable entre les deux activités, cette amplitude était alors parcourue dans le même temps. Ce qui signifiait que lors du pivot, les joueurs rapprochaient plus rapidement leurs butées. Cela compressait donc plus rapidement les corps mous présents dans l'articulation, ce qui pourrait se conclure par des douleurs. Cependant, les deux cohortes avaient cette même augmentation d'amplitude, cela n'expliquait donc pas la présence de douleurs.

Revers

L'évolution du rapprochement des butées articulaires est présentée pour un revers d'un joueur (figure VI.12). La valeur de rapprochement des butées du côté non dominant n'évoluait presque pas et avait une amplitude inférieure à 1 mm. Cependant, même si la valeur n'évoluait pas beaucoup, elle était inférieure à la valeur du côté dominant. Sur le côté dominant, on retrouvait l'évolution observée en pivot avec une diminution du rapprochement au début du geste pour un éloignement ensuite avec des valeurs maximales en début et en fin de geste.

Les résultats de l'analyse du rapprochement des butées sont disponibles à l'annexe A.13 page 208. Aucune différence significative n'a été observée lors de l'analyse du rapprochement des butées en revers. Cependant, les valeurs étaient inférieures pour les joueurs de la cohorte "Douleur" par rapport à ceux de la cohorte "Non douleur" aux niveaux des deux hanches. Cela se retrouvait au niveau des valeurs moyennes (2.3 mm pour la cohorte "Douleur" contre 3.1 mm pour la cohorte "Non douleur" sur le côté dominant), mais aussi des valeurs maximales du côté non dominant par exemple (2.9 mm pour la cohorte "Douleur" contre 4.5 mm pour la cohorte "Non douleur") (figure VI.13).

Les valeurs minimales observées des deux côtés étaient faibles et du même ordre de grandeur que celles observées en coup droit (voir tableau A.11 page 207 en annexe).

VI.4 Conclusion

Quelques articles dans la littérature traitaient des valeurs d'angles articulaires à la hanche mais seulement pour le coup droit, pas pour les autres activités. Ce travail pourra donc être utilisé pour avoir des valeurs de référence concernant les angles articulaires de hanche.

Les principales différences ont été trouvées en flexion/extension et en rotation interne/externe ce qui fait le lien avec la détection de conflit de hanche qui peut se révéler lors des mouvements de flexion et de rotation interne. De plus, sur cette cohorte, les joueurs avec douleurs avaient plus d'amplitude de flexion et de rotation interne/externe que les joueurs qui n'en avaient pas. Il est alors possible que ce soit ces mouvements qui causent des douleurs avec les nombreuses répétitions.

Le pivot n'était pas une activité qui a été étudiée dans la littérature comme ce qui a pu être vu dans la revue de littérature sur la biomécanique (partie III.3 page 22). Ce travail permettait alors de donner des références pour les études à suivre concernant ce type d'activité. Il restait cependant intéressant de l'étudier car les hanches se retrouvent dans des positions relativement inconfortables lors de ces déplacements et que les joueurs avaient tendance à appuyer fortement avec leur jambe d'appui à la fin du déplacement et pendant la frappe.

Aucune différence significative n'a été observée lors de l'analyse du rapprochement des butées et ce, pour les trois activités étudiées. Néanmoins, des tendances existaient, où la p-value n'était pas inférieure à $\alpha = 0.05$, le seuil de significativité, mais restait faible. La méthode employée pour calculer le rapprochement des butées était originale et empirique. En effet, les cercles utilisés pour calculer le rapprochement ont été déterminés en fonction des observations visuelles faites sur les différentes radiographies sur l'endroit où l'on pensait que le contact pourrait se produire. Il est possible que ces cercles ne soient pas pertinents dans ce cadre et il reste des pistes d'améliorations quand à la méthodologie appliquée pour le calcul. Par exemple, il est possible que les deux cercles s'intersectent

dans l'espace 3D, ce qui ne serait pas physiologique. De plus, la localisation des cercles pourrait être améliorée avec une meilleure connaissance des zones de contact entre la tête fémorale et l'acétabulum.

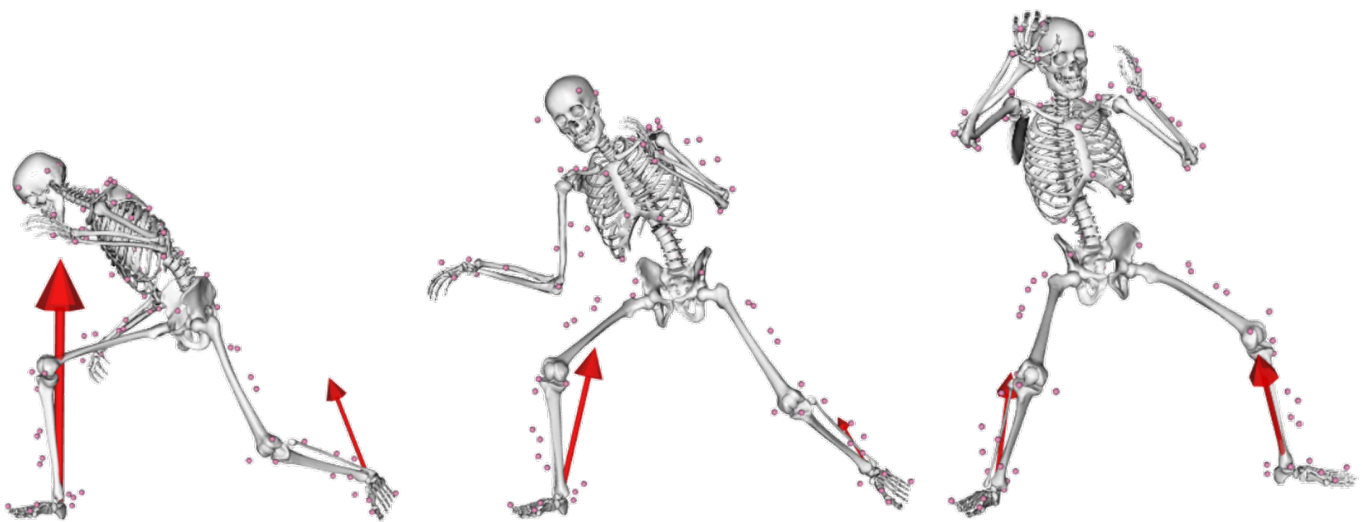
Les différences observées ne permettaient pas de conclure si ce sont les causes des douleurs que les joueurs pouvaient présenter, elles pourraient juste être la conséquence des douleurs. Pour cela, l'analyse doit être poussée plus loin, notamment en considérant les efforts au sol, permettant de calculer les efforts inter-segmentaires et les efforts de contact articulaire.

De plus, le critère de séparation des cohortes pourrait être discuté. En effet, certains joueurs de la cohorte "Non douleur" avaient des signes d'arthrose de hanche, et il était possible que ceux-ci allaient présenter des douleurs dans le futur. Ce découpage pourrait aussi être à l'origine du fait que les différences trouvées n'étaient pas significatives.

Par ailleurs, l'augmentation du nombre de sujets pourrait permettre de dégager des différences significatives à partir des tendances déjà trouvées ici. En effet, les deux cohortes ne possédaient pas un nombre important de participants (six joueurs pour la cohorte "Douleur" et huit pour la cohorte "Non douleur"). Les tests statistiques ont alors moins de puissance que si les cohortes étaient plus importantes.

CHAPITRE VII

Dynamique et énergétique



Sommaire

VII.1	Introduction107
VII.2	Méthode107
VII.2.1	Calcul de l'effort sur le côté non dominant	108
VII.2.2	Dynamique inverse	110
VII.2.3	Calculs énergétiques	111
VII.3	Résultats112
VII.3.1	Analyse dynamique.	112
VII.3.2	Puissance à la hanche	117
VII.3.3	Travail mécanique à la hanche	122
VII.4	Conclusion124

VII.1 Introduction

L'analyse dynamique nécessite de connaître les efforts extérieurs s'appliquant sur le modèle. Dans notre cas, les efforts extérieurs étaient les efforts sous les pieds, l'effort du poids, et l'effort entre la raquette et la balle. Nous avons décidé de négliger l'effort entre la raquette et la balle. La disposition de la salle ne permettait pas de mesurer les efforts sous les deux pieds simultanément, nous avons alors calculé l'effort sous le pied du côté non dominant, puisque nous nous étions assurés que les joueurs auraient le pied dominant sur les plateformes pendant les acquisitions.

Le principe fondamental de la dynamique nous a permis d'étudier les efforts inter-segmentaires au niveau de la hanche. Ce principe est généralement formulé comme ceci :

$$\{\text{Dyn}\} = \Sigma\{\tau_{ext}\} \quad (\text{VII.1})$$

Avec $\{\text{Dyn}\}$ le torseur dynamique, et $\Sigma\{\tau_{ext}\}$ la somme des torseurs des actions mécaniques extérieures.

L'analyse dynamique a été combinée à celle de la cinématique pour effectuer l'étude énergétique des hanches lors des gestes de tennis de table. En effet, la puissance articulaire se calcule comme le produit entre les résultats de cinématique et de dynamique selon l'équation VII.2.

$$P_{mécanique} = \vec{F} \cdot \vec{v} + \vec{C} \cdot \vec{\Omega} \quad (\text{VII.2})$$

Avec \vec{F} la force (en N), \vec{v} la vitesse linéaire (en m/s), \vec{C} le couple (en Nm), $\vec{\Omega}$ la vitesse de rotation (en rad/s), et $P_{mécanique}$ la puissance mécanique.

Les résultats de l'analyse dynamique et énergétique à la hanche lors des différentes gestes de tennis de table sont présentés dans ce chapitre pour les deux cohortes, avec et sans douleurs.

VII.2 Méthode

La méthode développée dans le cadre de l'analyse dynamique des gestes de tennis de table commençait par le calcul de l'effort sous le pied non dominant afin de connaître tous

les efforts extérieurs s’appliquant au modèle. Ensuite, les efforts inter-segmentaires étaient calculés grâce à une méthode de dynamique inverse. Ensuite, à partir des résultats de dynamique inverse, en les combinant avec les résultats de cinématique du chapitre précédent, les paramètres énergétiques (i.e. puissance et travail mécanique) étaient calculés.

VII.2.1 Calcul de l’effort sur le côté non dominant

Afin d’effectuer l’étude sur les deux hanches, il était nécessaire de connaître les efforts au sol qu’appliquent les joueurs, et ce, même si les deux efforts au sol n’étaient accessibles par la mesure.

Le principe fondamental de la dynamique prend en compte tous les efforts extérieurs. Dans le cas du tennis de table, les efforts extérieurs au modèle étaient le poids, l’effort de contact entre la balle et la raquette, l’effort sous le pied droit et l’effort sous le pied gauche comme décrit à l’équation suivante :

$$\{\text{Dyn}\} = \{\text{Poids}\} + \{\text{F pied droit}\} + \{\text{F pied gauche}\} + \{\text{F impact}\} \quad (\text{VII.3})$$

Avec $\{\text{Dyn}\}$ le torseur dynamique, $\{\text{Poids}\}$ le torseur de l’action mécanique du poids, $\{\text{F pied droit}\}$ le torseur de l’action mécanique sous le pied droit, $\{\text{F pied gauche}\}$ le torseur de l’action mécanique sous le pied gauche, et $\{\text{F impact}\}$ l’action mécanique de l’impact de la balle sur la raquette.

Chaque torseur est composé d’une résultante et d’un moment, le torseur d’action mécanique est alors représenté comme ceci :

$$\{\tau_{ext}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{R}_{2 \rightarrow 1} \\ \vec{M}_{2 \rightarrow 1}(A) \end{array} \right\} \quad (\text{VII.4})$$

Avec $\vec{R}_{2 \rightarrow 1}$ la résultante représentant la force exercée par le solide 2 sur le solide 1 et $\vec{M}_{2 \rightarrow 1}(A)$ le moment exercé par le solide 2 sur le solide 1 au point A.

Le torseur dynamique est quand a lui exprimé comme ceci :

$$\{\text{Dyn}\} = \left\{ \begin{array}{c} \vec{\mathcal{A}}_{S/R} \\ \delta_A(S/R) \end{array} \right\} \quad (\text{VII.5})$$

Avec $\vec{\mathcal{A}}_{S/R}$ la quantité d'accélération du solide, et $\vec{\delta}_A(S/R)$ le moment dynamique du solide exprimé au point A.

La quantité d'accélération est exprimée en fonction de la m masse du solide et de son accélération $\vec{\Gamma}(G/R)$, l'accélération du centre d'inertie G du solide selon l'expression :

$$\vec{\mathcal{A}}_{S/R} = m \vec{\Gamma}(G/R) \quad (\text{VII.6})$$

Le moment dynamique $\vec{\delta}_A(S/R)$ est exprimé comme ceci :

$$\vec{\delta}_A(S/R) = \frac{d}{dt}[\vec{\sigma}_A(S/R)] + m \cdot \vec{V}_{A/R} \wedge \vec{V}_G(S/R) \quad (\text{VII.7})$$

Avec $\vec{V}_{A/R}$ le vecteur vitesse du point A, $\vec{V}_G(S/R)$ le vecteur vitesse du centre d'inertie du solide, et $\vec{\sigma}_A(S/R)$ le moment cinétique calculé comme :

$$\vec{\sigma}_A(S/R) = \vec{AG} \wedge m \vec{V}_A(S/R) + [I_A(S)] \cdot \vec{\Omega}(S/R) \quad (\text{VII.8})$$

Avec $[I_A(S)]$ est l'inertie du solide au point A, $\vec{\Omega}(S/R)$ le vecteur vitesse angulaire du solide.

Afin d'ajouter les torseurs d'action mécanique et de les égaliser avec le torseur dynamique, il était nécessaire de tous les exprimer au même point. La résultante ne dépend pas du point d'expression mais le moment oui. Pour déplacer le moment d'un point A à un point B, il faut utiliser la formule suivante :

$$\vec{M}_{2 \rightarrow 1}(B) = \vec{M}_{2 \rightarrow 1}(A) + \vec{BA} \wedge \vec{R}_{2 \rightarrow 1} \quad (\text{VII.9})$$

L'effort de contact entre la balle et la raquette {F impact} était considéré comme négligeable par rapport aux efforts au sol, les seuls efforts extérieurs appliquées sur le modèle sont les deux appuis qu'il a au sol et le poids. En appliquant le principe fondamental de la dynamique au modèle (équation VII.10), il est possible de déterminer cet effort manquant. En effet, en connaissant les paramètres inertiels du modèle ainsi que la dynamique du coup et l'effort sur le pied dominant, on pouvait en déduire le torseur sous

le pied non dominant (équation VII.11).

$$\{\text{Dyn}\} = \{\text{Poids}\} + \{\text{F pied connu}\} + \{\text{F pied inconnu}\} \quad (\text{VII.10})$$

$$\{\text{F pied inconnu}\} = \{\text{Dyn}\} - \{\text{Poids}\} - \{\text{F pied connu}\} \quad (\text{VII.11})$$

Avec $\{\text{F pied connu}\}$ le torseur de l'action mécanique du pied connu, et $\{\text{F pied inconnu}\}$ l'action mécanique du pied inconnu.

La plus grande source d'incertitude pour cette équation se trouvait dans le calcul du torseur dynamique [Riemer et al., 2008; Camomilla et al., 2017]. C'est aussi dans cette optique que les paramètres inertiels, nécessaires au calcul du torseur dynamique, ont été personnalisés précédemment.

Cette partie a fait l'objet d'une soumission au congrès de la société de biomécanique en 2020 (annexe B.2.5).

VII.2.2 Dynamique inverse

Le procédé de dynamique inverse consiste à déterminer les efforts résultants au niveau des articulations, permettant d'équilibrer les efforts extérieurs. On parle alors de dynamique articulaire inter-segmentaire, par opposition à la dynamique intra-articulaire, décrivant les actions mécaniques appliquées sur les surfaces osseuses. Cette dernière nécessite en effet la connaissance des efforts musculaires et ligamentaires.

Plusieurs familles d'algorithmes sont utilisées en biomécanique pour implémenter les méthodes de dynamique inverse. D'une part, les méthodes globales permettent de résoudre les équations du mouvement pour le système entier, connaissant les équations liant les positions, vitesses et accélérations angulaires aux moments articulaires [Zajac and Gordon, 1989]. D'autre part, les méthodes locales consistent à calculer les moments articulaires résultants de manière récursive, en appliquant les équations de Newton-Euler successivement à chacun des segments de la chaîne cinématique (top-down : du proximal au distal ou bottom-up : du distal au proximal). Ces méthodes ont l'inconvénient de propager les erreurs liées aux estimations expérimentales des vitesses et accélérations articulaires en les transmettant aux estimations des moments [Zajac, 1993] mais permettent

en revanche de résoudre les problèmes de dynamique de manière rapide sans connaître l'ensemble de la dynamique du système. Plusieurs formalismes peuvent être choisis pour résoudre le problème de dynamique inverse locale, par exemple les coordonnées internes [Eng and Winter, 1995] ou externes [Doriot and Chèze, 2004; Dumas et al., 2004], avec les angles d'Euler ou de Trait-Briant [Eng and Winter, 1995], avec les matrices de transformation [Doriot and Chèze, 2004], ou les quaternions [Dumas et al., 2004]. La méthode de dynamique inverse implémentée dans la version 3.3 du logiciel OpenSim utilisé pendant la thèse était une version locale récursive.

Les moments articulaires nets étaient alors calculés et projetés dans le même repère que les résultats de la cinématique inverse : la base duale d'Euler [O'Reilly, 2007]. Ces moments articulaires nets étaient ensuite normalisés par la masse du sujet pour tous les sujets. Cela permettait une harmonisation des résultats.

VII.2.3 Calculs énergétiques

Calcul des puissances articulaires La hanche était considérée comme une liaison rotule et il n'y avait pas de translation inter-segmentaires donc le terme \vec{v} était nul et le calcul de puissance aux hanches se faisait en multipliant la vitesse de rotation et le couple VII.12.

$$P_{hanche} = \vec{C} \cdot \vec{\Omega} \quad (\text{VII.12})$$

Avec P_{hanche} la puissance mécanique à la hanche (en W), \vec{C} le couple (en Nm), $\vec{\Omega}$ la vitesse de rotation (en rad/s).

L'étape de cinématique inverse d'OpenSim permettait d'obtenir les coordonnées généralisées (q) en fonction du temps. Ces coordonnées ont été dérivées par rapport au temps pour obtenir la dérivée des coordonnées généralisées. La base d'expression des coordonnées généralisées n'était pas orthonormée et c'est pour cette raison que la dérivée des coordonnées généralisées (\dot{q}) ne correspondait pas aux vitesses généralisées (u). Le lien entre ces deux était expliqué dans l'article de [Sherman et al., 2013] où on avait :

$$\dot{q} = N(q)u \quad (\text{VII.13})$$

Avec $N(q)$ la matrice de couplage cinématique, dépendante des coordonnées généralisées

q .

Les moments inter-segmentaires ont été obtenus à partir de la dynamique inverse d'OpenSim. Les coordonnées généralisées étaient exprimées à l'aide de coordonnées cardaniques (comme ce qui a été présenté à la partie VI.2.1 page 85). Les moments inter-segmentaires étaient exprimés à l'aide des mêmes coordonnées. Cependant, la base d'expression des coordonnées généralisées et des moments articulaires n'était pas orthonormée.

Or, les vitesses angulaires et les efforts devaient être exprimés dans la même base orthonormée. De cette manière, le produit scalaire entre les vitesses angulaires et les moments projetés dans cette base permettait de calculer la puissance instantanée. La projection des moments et vitesses angulaires s'est faite avec la matrice $N(q)$ définie comme le lien entre la dérivée des coordonnées généralisées et les vitesses généralisées [Sherman et al., 2013]. Le lien entre ces différentes bases ainsi que le calcul de la matrice $N(q)$ est détaillé à l'annexe A.8 (page 196).

Calcul du travail mécanique Une fois la puissance instantanée obtenue, le travail mécanique se calculait comme l'intégrale par rapport au temps de cette puissance sur les phases qui nous intéressaient. Le travail a été calculé pendant le *forward swing*, entre l'instant de fin de *downswing* et l'instant de fin de *forward swing*. Le travail mécanique a aussi été calculé pendant la frappe, qui était considérée entre l'instant de fin de *downswing* et l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.

Comme l'évolution de la puissance à la hanche était normalisée par le poids du participant, le travail mécanique était lui aussi, normalisé. Le calcul de l'intégrale de la puissance s'est fait avec une intégrale en trapèze sur le domaine d'intégration mentionné précédemment.

VII.3 Résultats

VII.3.1 Analyse dynamique

La dynamique inverse, détaillée partie VII.2.2 a permis d'obtenir les moments articulaires à la hanche. Les résultats complets sont présentés à l'annexe A.10.3 (page 209).

Coup droit

L'évolution des moments inter-segmentaires est présentée pour les trois degrés de liberté des hanches pour un coup droit d'un sujet (figure VII.1).

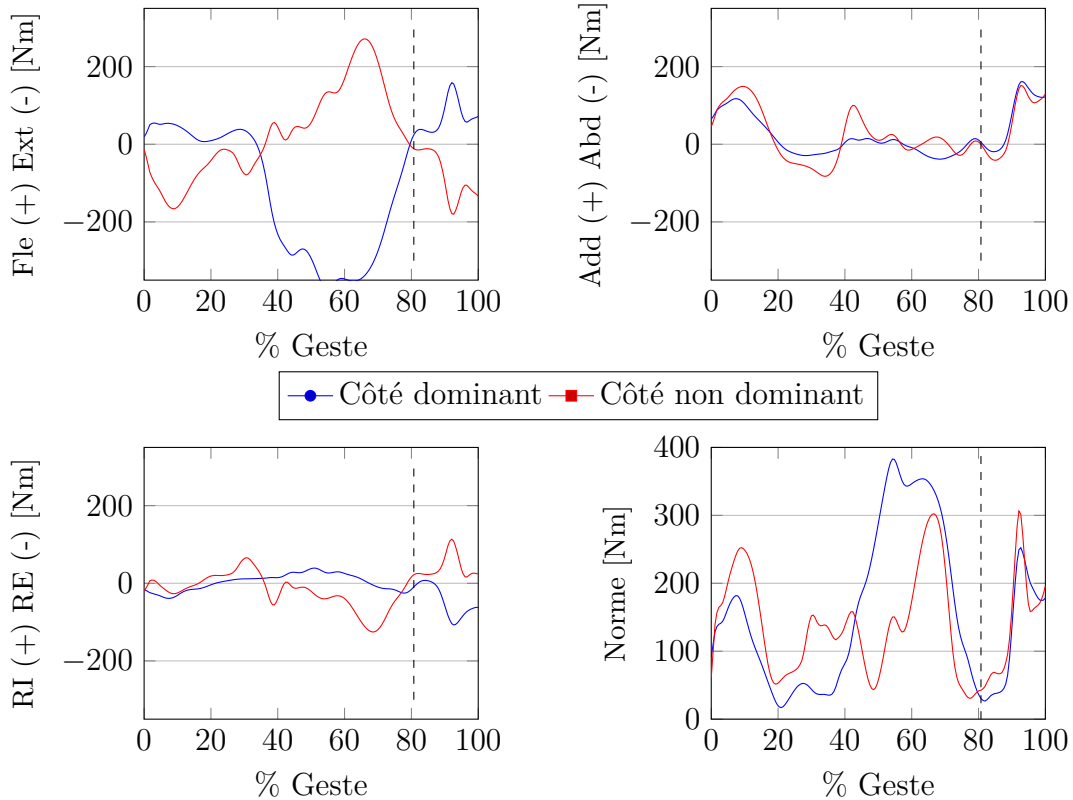


Figure VII.1 – Évolution des moments à la hanche en fonction de l'évolution temporelle du geste de tennis de table en coup droit. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette. Fle : flexion, Ext : extension, RI : rotation interne, RE : rotation externe, Add : adduction, Abd : abduction.

Dans la littérature, seulement Iino [2017] a étudié les moments à la hanche en coup droit. Il a reporté des valeurs maximales de l'ordre 200 Nm en extension, et 50 Nm en rotation interne et en adduction. En normalisant par la masse du sujet, qui était de 64 kg en moyenne pour cette étude, les valeurs maximales étaient alors de $3.1 Nm.kg^{-1}$ en extension, et de $0.8 Nm.kg^{-1}$ sur les deux autres degrés de liberté.

Les résultats complets de l'analyse dynamique pour le coup droit sont présentés au tableau A.14 en annexe page 210. Peu de différences ont pu être observées entre les deux

groupes lors de l'analyse des paramètres dynamiques pour le coup droit. Cependant, les joueurs présentant des douleurs avaient des amplitudes de moment plus élevées du côté dominant (4 Nm.kg^{-1} en flexion, 1.5 Nm.kg^{-1} en adduction, et en rotation 0.7 Nm.kg^{-1}) que les joueurs qui n'en présentaient pas (3.3 Nm.kg^{-1} en flexion, 1.3 Nm.kg^{-1} en adduction, 0.5 Nm.kg^{-1} en rotation) alors que les valeurs moyennes étaient équivalentes (figure VII.2). Ce résultat était valable sur les trois degrés de liberté de la hanche du côté dominant.

Les valeurs en rotation étaient supérieures sur le côté non dominant par rapport au côté dominant. Cela montrait que les deux hanches étaient mobilisées, pas nécessairement de la même manière, lors de la pratique du coup droit en tennis de table. En effet, les valeurs de flexion et d'adduction étaient supérieures sur le côté dominant alors que les valeurs de rotation l'étaient du côté non dominant.

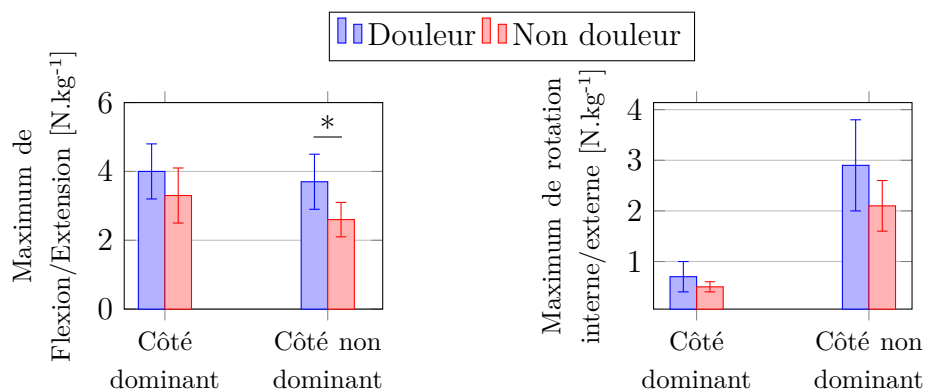


Figure VII.2 – Comparaison des amplitudes de moment de flexion/extension et de de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de coup droit.

Pivot

De même que pour la partie cinématique, l'activité de pivot n'a pas été étudiée dans la littérature, aucun résultat n'est donc disponible pour la partie dynamique concernant cette activité.

Les résultats complets de l'analyse dynamique pour le coup droit sont présentés au tableau A.15 en annexe. Seulement une différence significative a pu être relevée lors des

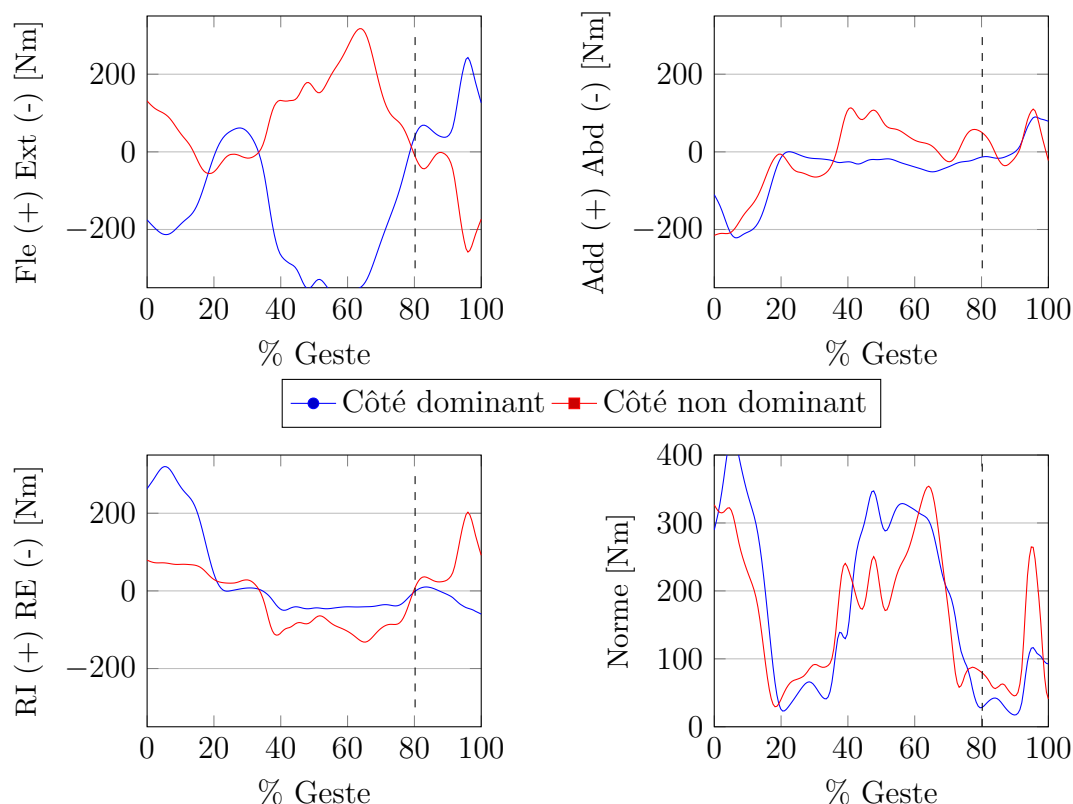


Figure VII.3 – Évolution des moments à la hanche en fonction de l'évolution du geste de tennis de table en pivot. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette. Fle : flexion, Ext : extension, RI : rotation interne, RE : rotation externe, Add : adduction, Abd : abduction.

comparaisons entre les cohortes "Douleur" et "Non douleur" : les valeurs minimales de flexion du côté non dominant. Le reste des comparaisons n'a pas montré de différence significative. Cependant, les amplitudes de moment articulaire étaient plus élevées pour les joueurs de la cohorte "Douleur", et ce, notamment en flexion ($2.5 N.m^{-1}.kg^{-1}$ contre $3 N.m^{-1}.kg^{-1}$ pour les joueurs de la cohorte "Non douleur") et en rotation du côté non dominant ($1.7 N.m^{-1}.kg^{-1}$ contre $1.5 N.m^{-1}.kg^{-1}$ pour les joueurs de la cohorte "Non douleur") (figure VII.4).

Ces différences ne semblaient pas importantes mais elles pouvaient être signe de mécanisme lésionnel qui a déjà commencé à limiter les capacités des joueurs.

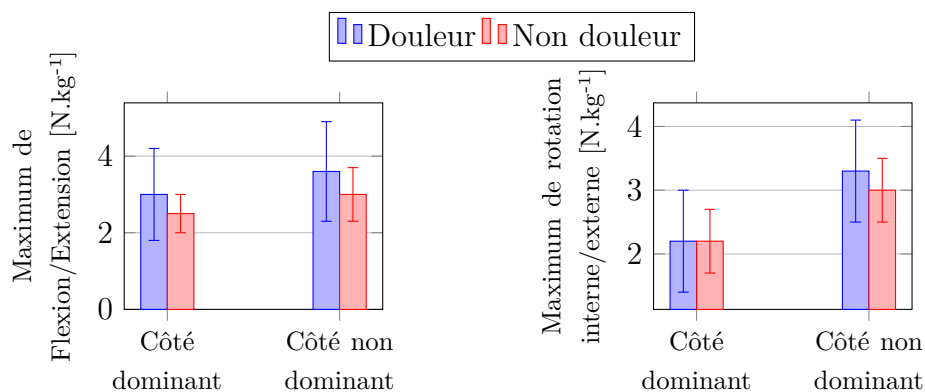


Figure VII.4 – Comparaison des maximum de moment de flexion/extension et de de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de pivot.

Revers

L'évolution des efforts inter-segmentaires lors de l'activité de revers est présentée à la figure VII.5 pour les trois degrés de liberté de chacune des deux hanches et pour un sujet.

Aucune étude n'était disponible dans la littérature concernant l'analyse des moments articulaires à la hanche lors du revers. Il n'y avait donc pas de données de comparaison.

Les résultats complets de l'analyse dynamique pour le coup droit sont présentés au tableau A.16 en annexe (page 212). Lors de la comparaison entre les cohortes "Douleur" et "Non douleur", seule la valeur maximale de flexion du côté non dominant était significativement différente où les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient une valeur maximale de 0.5 Nm.kg^{-1} et les joueurs de la cohorte une valeur maximale de 0.7 Nm.kg^{-1} (figure VII.6). Les autres valeurs étaient équivalentes entre les deux groupes. Cela pouvait signifier que les joueurs sollicitaient leurs hanches de manière équivalente. Des différences, non significatives, ont été aussi trouvées en flexion/extension des deux côtés. Les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient des valeurs plus importantes que les joueurs de la cohorte "Non douleur".

Les valeurs obtenues en revers étaient les plus faibles des trois activités. Cela confirmait les résultats obtenus en cinématique qui montraient que les joueurs ne mobilisaient que très peu les hanches lors des revers.

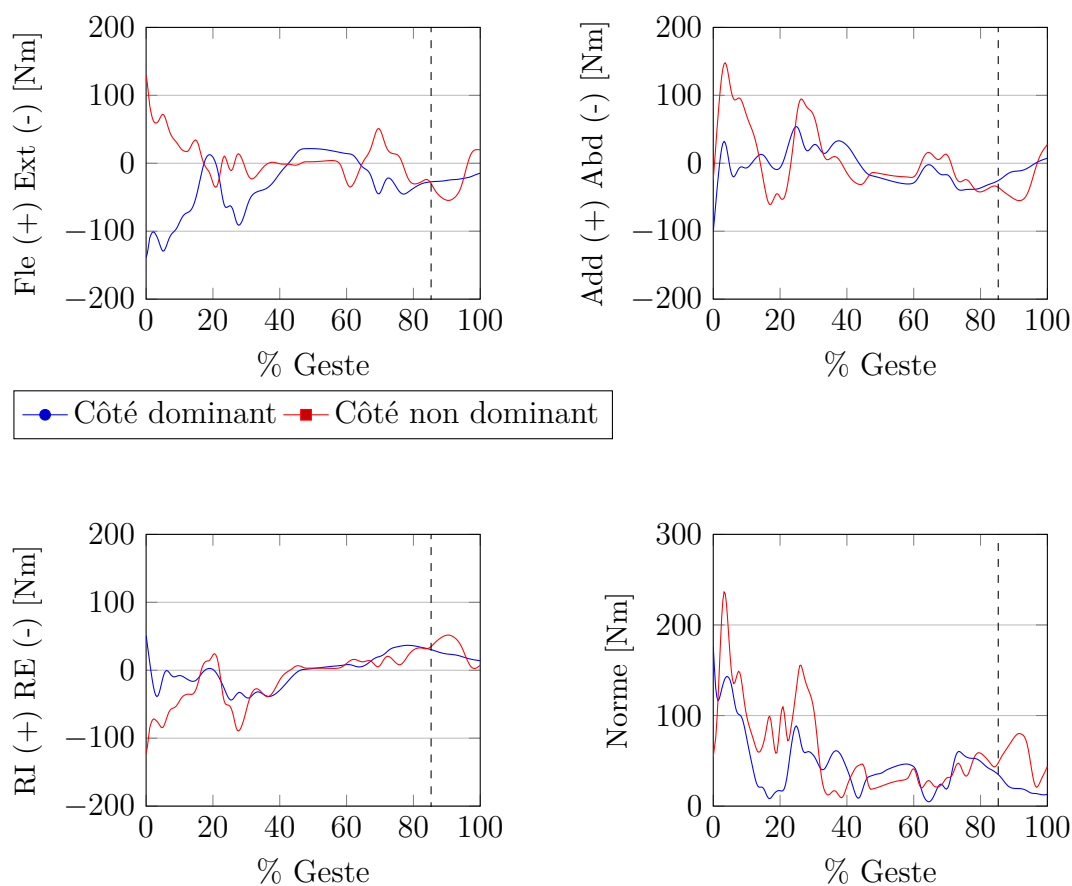


Figure VII.5 – Évolution des moments à la hanche en fonction de l'évolution du geste de tennis de table en revers. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette. Fle : flexion, Ext : extension, RI : rotation interne, RE : rotation externe, Add : adduction, Abd : abduction.

VII.3.2 Puissance à la hanche

Les résultats complets de l'analyse de la puissance à la hanche sont disponibles en annexe partie A.10.4 page 213. L'analyse de la puissance et du travail mécanique de la hanche ont fait l'objet d'un article publié dans l'*International Journal of Racket Sport Science* (annexe B.1.2 page 237).

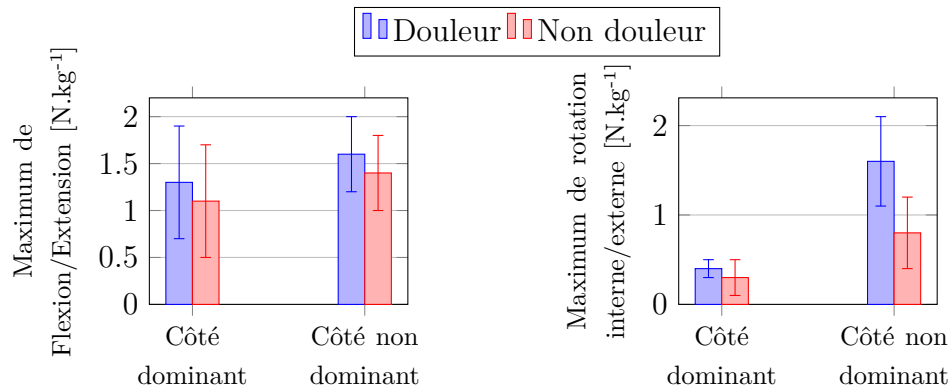


Figure VII.6 – Comparaison des amplitudes de moment de flexion/extension et de de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l’activité de revers.

Coup droit

L’évolution temporelle de la puissance est présentée à la figure VII.7 pour les deux hanches lors d’un coup droit d’un sujet. L’amplitude de puissance du côté dominant était supérieure à celle du côté non dominant. En effet, sur ce coup, la puissance du côté dominant variait entre -2 W.kg^{-1} et 2 W.kg^{-1} alors qu’elle variait entre 0.5 W.kg^{-1} et 2 W.kg^{-1} sur le côté non dominant. De plus, du côté dominant, la valeur maximale de puissance à la hanche était atteinte juste avant l’impact entre la balle et la raquette. Les valeurs obtenues lors de ce coup sont cependant bien inférieures à celles qui ont pu être observées sur les cohortes où la moyenne de valeur maximale de puissance du côté dominant atteignait 5.1 W.kg^{-1} avec une amplitude de 6.7 W.kg^{-1} (voir tableau A.17 en annexe page 213).

Le calcul de puissance à la hanche a été étudié dans la littérature par Iino [2017] où il a reporté des valeurs maximales de 800 W (ou 12.5 W.kg^{-1}) en flexion/extension et moins de 100 W (ou 1.5 W.kg^{-1}) pour les deux autres degrés de liberté sur le côté dominant. Sur le côté non dominant, les valeurs reportées étaient de 100 W (ou 1.5 W.kg^{-1}) en flexion/extension et 50 W (ou 0.8 W.kg^{-1}) pour les autres degrés de liberté. Cependant, la puissance ne peut pas se décomposer sur les axes des degrés de liberté, comme l’ont fait certains auteurs, car la puissance est obtenue par un produit scalaire entre deux vecteurs, il faudrait prendre la norme des valeurs données par Iino [2017] pour obtenir une valeur cohérente. On obtiendrait alors un maximum de puissance à la hanche du côté dominant

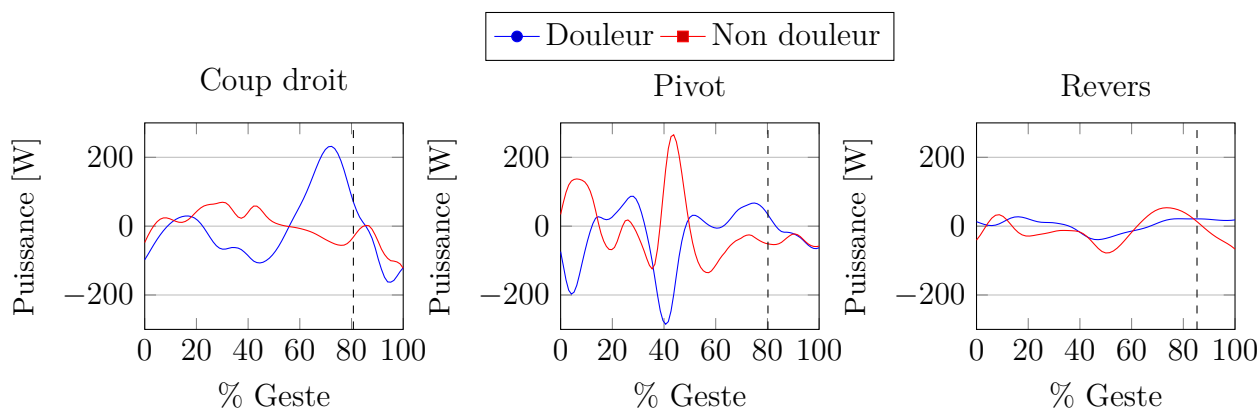


Figure VII.7 – Évolution de la puissance à la hanche en fonction du geste de tennis de table en coup droit. Le trait en pointillé correspond à l’instant de l’impact entre la balle et la raquette. Fle : flexion, Ext : extension, RI : rotation interne, RE : rotation externe, Add : adduction, Abd : abduction.

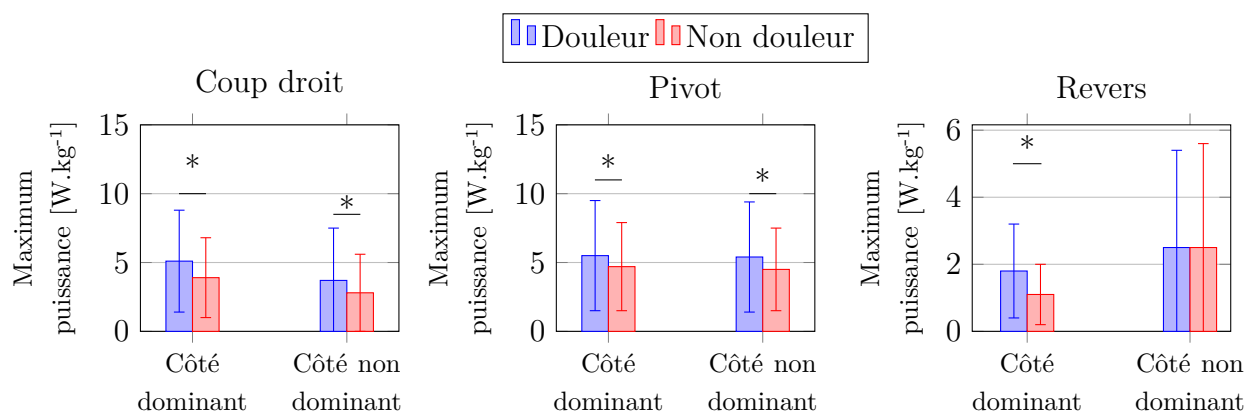


Figure VII.8 – Valeur maximale de puissance aux hanches pour les trois activités et pour les deux cohortes.

de l’ordre de 810 W , et de 122 W du côté non dominant. En divisant ces valeurs par le poids moyen des sujets de cette étude (64.0 kg), on obtenait alors des valeurs maximales de 12.6 W.kg^{-1} du côté dominant et 1.9 W.kg^{-1} du côté non dominant.

Le tableau des résultats pour le coup droit est présenté en annexe (tableau A.17 page 213). Les valeurs trouvées dans notre étude étaient inférieures à celles trouvées par Iino [2017]. En effet, la valeur maximale était de 5.1 W.kg^{-1} du côté dominant et 3.7 W.kg^{-1} du côté non dominant en coup droit. Ces différences pouvaient s’expliquer par le fait que les valeurs reportées par Iino [2017] concernaient seulement un coup droit d’un joueur pour

ce qui est de la puissance à la hanche. En choisissant le joueur qui développait le plus de puissance à la hanche lors d'un geste, nous aurions pu obtenir des résultats équivalents en terme de puissance maximale. En effet, le joueur qui a généré le plus de puissance avait une valeur maximale de 11.2 W.kg^{-1} , ce qui était de l'ordre de grandeur de ce qui se trouvait dans la littérature.

Des différences significatives ont été trouvées du côté non dominant où les valeurs maximales et d'amplitude étaient plus importantes pour les joueurs de la cohorte "Douleur" (respectivement 7.2 W.kg^{-1} et 3.7 W.kg^{-1}) que pour les joueurs de la cohorte "Non douleur" (respectivement 5.1 W.kg^{-1} et 2.8 W.kg^{-1}) (figure VII.8). Des résultats équivalents étaient retrouvés sur le côté dominant où les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient une amplitude de puissance de 8.4 W.kg^{-1} contre 6.8 W.kg^{-1} pour les joueurs de la cohorte "Non douleur".

Des puissances négatives importantes ont aussi été trouvées pour les deux cohortes avec des valeurs minimales inférieures pour les joueurs de la cohorte "Douleur" (-4.7 W.kg^{-1} du côté dominant et -4 W.kg^{-1} du côté non dominant) par rapport aux joueurs de la cohorte "Non douleur" (-4.3 W.kg^{-1} du côté dominant et -3.7 W.kg^{-1} du côté non dominant). Ces valeurs négatives de puissance indiquent que les joueurs dissipaient presque autant de puissance que ce qu'ils n'en généraient lors du geste de tennis de table. Les valeurs moyennes étaient d'ailleurs proches de 0 W.kg^{-1} , ce qui confirmait le résultat précédent.

Les joueurs de la cohorte "Douleur" parvenaient alors à générer plus de puissance à la hanche que les joueurs de la cohorte "Non douleur". Ces puissances supérieures pourraient alors être utilisées pour discriminer les joueurs en fonction de la présence de douleurs ou non. De plus, ces puissances supérieures pour les joueurs de la cohorte "Douleur" sont surprenantes car ces joueurs avaient des amplitudes d'angle articulaires moins importantes que les joueurs de la cohorte "Non douleur" en flexion/extension et en rotation interne/externe mais aussi moins d'amplitude en terme de moment articulaire net sur ces degrés de liberté.

Pivot

L'évolution de la puissance aux hanches est présentée à la figure VII.7 pour un pivot d'un sujet.

Il n'existait pas de littérature sur l'analyse de la puissance à la hanche lors de l'activité de pivot pour le tennis de table.

Le tableau des résultats pour l'activité de pivot est présenté en annexe (tableau A.18 page 213). Les valeurs étaient équivalentes entre les deux côtés. Cependant, des différences significatives ont été trouvées lors de la comparaison entre les cohortes. En effet, les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient des valeurs de puissance supérieures à celles des joueurs de la cohorte "Non douleur" et ce, au niveau des deux hanches. Les amplitudes de puissance étaient aussi supérieures pour les joueurs de la cohorte "Douleur".

Ces résultats s'étaient déjà retrouvés lors de l'analyse de l'activité de coup droit mais les valeurs étaient supérieures pour l'activité de pivot. En effet, les valeurs maximales étaient de 5.5 W.kg^{-1} du côté dominant et 5.4 W.kg^{-1} du côté non dominant pour la cohorte "Douleur" (figure VII.8).

De plus, en moyenne, les joueurs ne produisaient pas de puissance au niveau des hanches puisque les valeurs moyennes étaient de nouveau aux alentours de 0 W.kg^{-1} pour les deux cohortes et les deux côtés.

Revers

La puissance au niveau des hanches n'avait pas été étudiée pour le revers dans la littérature. De plus, les valeurs de puissance trouvées dans cette étude sont trois à quatre fois moins importantes que ceux trouvés en coup droit ou en pivot. Les joueurs sollicitaient donc beaucoup moins leurs hanches lorsqu'ils pratiquaient des revers. En effet, lors de l'analyse du revers, les membres supérieurs étaient principalement sollicités [Iino and Kojima, 2016b].

Le tableau des résultats pour l'activité de revers est présenté en annexe (tableau A.19 page 214). Même si les valeurs restaient faibles en les comparant aux autres activités, des différences significatives ont été trouvées sur le côté dominant. En effet, la valeur maximale

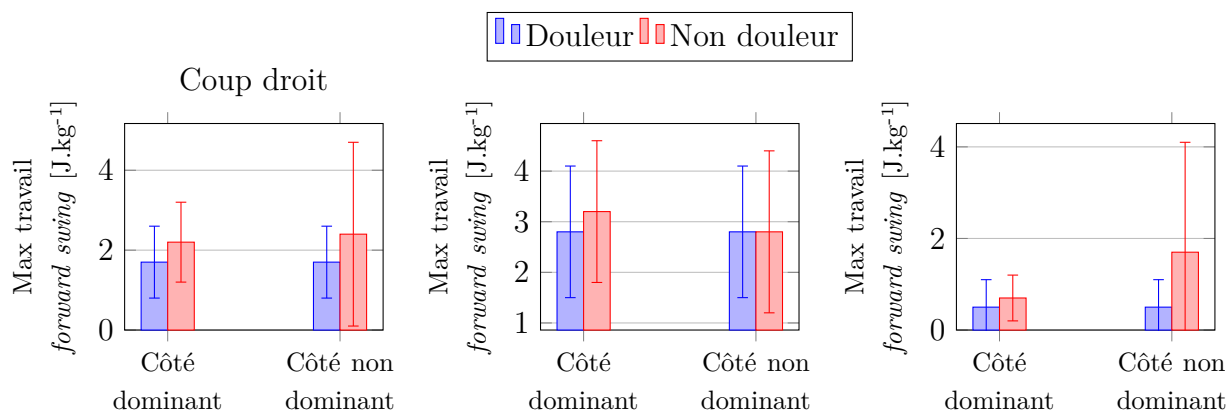


Figure VII.9 – Valeur maximale de travail mécanique aux hanches pour les trois activités et pour les deux cohortes.

était supérieure pour les joueurs de la cohorte "Douleur" ($1.8 W.kg^{-1}$) par rapport aux joueurs de la cohorte "Non douleur" ($1.1 W.kg^{-1}$). L'amplitude de puissance était aussi supérieure pour la cohorte "Douleur" ($3.4 W.kg^{-1}$) que par rapport aux joueurs de l'autre cohorte ($2.3 W.kg^{-1}$) (figure VII.8).

VII.3.3 Travail mécanique à la hanche

Les résultats complets de l'analyse du travail mécanique à la hanche sont disponibles en annexe partie A.10.5 (page 215).

Le calcul du travail mécanique a été découpé en plusieurs phases. En effet, comme décrit dans le chapitre de matériels et méthodes (section VII.2.3 page 112), le travail mécanique a été calculé pour deux phases du geste de tennis de table : le *forward swing* et la frappe.

Coup droit

Les résultats pour l'activité de coup droit sont disponibles au tableau A.20 en annexe page 215.

Aucune différence ne s'est montrée significative lors de l'analyse du travail mécanique en coup droit et ce, pour les deux phases considérées. En terme de valeur moyenne pendant

le *forward swing*, les joueurs des deux cohortes ont fourni un travail plus important au niveau de leur hanche du côté dominant par rapport à l'autre côté. De plus, la valeur moyenne du côté non dominant s'approchait de zéro et était parfois même négative, ce qui signifiait que les joueurs dissipaient plus d'énergie du côté non dominant par rapport à ce qu'ils produisaient.

Aussi, les valeurs étaient supérieures lors de la phase de frappe, qui est une partie seulement du *forward swing*. Cela signifiait que les joueurs produisaient le plus d'énergie pendant la frappe et qu'ils ralentissaient après. Ce résultat pouvait sembler évident en terme de vitesse de raquette mais on le retrouvait aussi au niveau du travail mécanique à la hanche.

Ici, les joueurs qui présentaient des douleurs avaient une valeur maximale de travail du côté dominant, pendant le *forward swing* et la frappe, plus important que les autres joueurs (figure VII.9). Cela signifiait que malgré leurs douleurs, ils parvenaient à utiliser leur hanche plus efficacement. Du côté non dominant, on pouvait observer le phénomène inverse où les joueurs qui présentaient des douleurs avaient des valeurs de travail mécanique supérieures que les autres joueurs.

Cependant, les joueurs qui ne présentaient pas de douleur avaient une valeur maximale de puissance à la hanche en coup droit plus importante que les joueurs qui présentaient des douleurs VII.3.2. Comme le travail prend en compte la temporalité ainsi que l'intensité de la puissance, il était possible que les joueurs qui présentaient des douleurs étaient capables de produire moins de puissance que les autres joueurs mais qu'ils pouvaient produire de l'énergie pendant plus de temps, ce qui créerait alors un travail mécanique supérieur.

Pivot

Les résultats pour l'activité de coup droit sont disponibles au tableau A.21 en annexe page 216.

Aucune différence ne s'est montrée significative lors de l'analyse du travail mécanique en pivot et ce, pour les deux phases considérées.

Ici aussi, le travail mécanique était supérieur du côté dominant par rapport au côté

non dominant. De plus, les valeurs maximales étaient supérieures pour l'activité de pivot par rapport au coup droit (figure VII.9). Cela confirmait l'implication supérieure des hanches lors du pivot dû au déplacement.

Du côté non dominant, les valeurs maximales de travail mécanique étaient supérieures pour les joueurs qui ne présentaient pas de douleurs par rapport à ceux qui en présentaient alors que les résultats étaient comparables du côté dominant. Les douleurs étaient principalement présentes du côté dominant pour les joueurs qui en présentaient, cela pouvait venir du fait que ces joueurs ne parvenaient pas correctement à utiliser leurs deux hanches de manière équivalente, ce qui créait un déséquilibre et pouvait, à long terme, user leurs hanches prématurément.

Les valeurs obtenues lors de la phase de *forward swing* et de frappe étaient comparables ce qui signifiait que les joueurs ne parvenaient plus à décélérer après l'impact contrairement à ce qui avait pu être vu lors de l'activité de coup droit.

Revers

Les résultats pour l'activité de coup droit sont disponibles au tableau A.22 en annexe page 217.

Aucune différence ne s'est montrée significative lors de l'analyse du travail mécanique en revers et ce, pour les deux phases considérées (figure VII.9).

Une fois de plus, les valeurs trouvées ici étaient les plus faibles des trois activités, suggérant encore une fois que les hanches n'étaient pas mobilisées lors du revers.

VII.4 Conclusion

Des tendances ont pu être dégagées en étudiant les amplitudes de moments articulaires. En effet, les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient tendance à avoir des moments articulaires nets supérieurs par rapport aux joueurs de la cohorte "Non douleur". Ces différences n'étaient pas suffisantes pour dire qu'un paramètre ou un autre pouvait être responsable des douleurs. Afin de conclure, il serait préférable d'augmenter le nombre de sujets dans chaque cohorte.

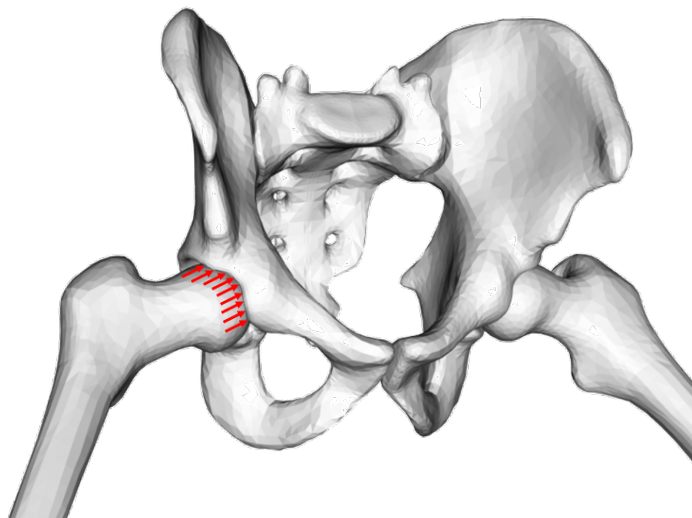
Cependant, en combinant ces résultats avec les résultats de cinématique articulaire, nous pouvions nous apercevoir que les joueurs qui présentaient des douleurs avaient des amplitudes articulaires moins importantes et une amplitude de moments plus importante que ceux qui n'en présentaient pas. Cela pourrait signifier que les joueurs qui présentaient des douleurs avaient du mal à mobiliser leurs hanches comme les joueurs qui ne présentaient pas de douleurs et qu'ils exerçaient plus de moment au niveau de leur hanche afin de produire les mouvements classiques de tennis de table.

Ce qui ressortait principalement de l'analyse des paramètres énergétiques lors de cette étude était que les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient généré plus de puissance à la hanche que les joueurs de la cohorte "Non douleur" et ce, surtout en coup droit et en pivot. Cependant, ces différences ne se retrouvaient pas lors de l'analyse du travail mécanique. Le travail mécanique étant l'intégrale de la puissance dans le temps, cela signifiait alors que les joueurs de la cohorte "Douleur" fournissaient plus de puissance en un temps plus court que les joueurs de la cohorte "Non douleur". L'étude du revers a révélé que les joueurs développaient trois à quatre fois moins de puissance aux hanches que pendant les autres activités. Cela pouvait s'expliquer d'une part par le fait que la vitesse de raquette était inférieure pour l'activité de revers mais d'autre part, cela pouvait signifier que les joueurs sollicitaient d'autres articulations pour produire le geste.

La puissance et le travail mécanique au niveau des hanches avaient seulement été étudiés dans la littérature pour l'activité de coup droit. Cette analyse était donc intéressante d'un point de vue méthodologique pour les études futures.

CHAPITRE VIII

Forces et pression de contact



Sommaire

VIII.1	Introduction129
VIII.2	Méthode129
VIII.2.1	Calcul des pressions locales	129
VIII.2.2	Critère de puissance dissipée	134
VIII.3	Résultats134
VIII.3.1	Analyse des efforts de contact.	134
VIII.3.2	Pressions locales de contact	142
VIII.3.3	Critère PV.	145
VIII.4	Conclusion de l'analyse des forces et pression de contact . .	.147

VIII.1 Introduction

L'objectif de cette partie était de vérifier les hypothèses formulées en début de manuscrit. En effet, nous avons fait l'hypothèse que des pressions locales pouvaient être une des causes des douleurs de hanche que pouvaient présenter les joueurs élites de tennis de table.

Dans le but de calculer les pressions locales, il était nécessaire de connaître l'effort de contact au niveau des hanches. Cet effort était calculé à partir des forces de contractions musculaires qui ont été obtenues par optimisation statique (partie VIII.2.1 page 129). De plus, avant le calcul des forces de contraction musculaire, le modèle musculo-squelettique a été découpé pour ne garder que les membres inférieurs et le bassin afin d'accélérer et de faciliter le calcul avec l'optimisation statique. Les pressions locales étaient alors calculées à partir des efforts de contact, de la morphologie des hanches, et des propriétés matériaux des surfaces en contact avec la théorie de Hertz. Finalement, un critère de puissance dissipée (critère PV), combinant les pressions locales et la vitesse circonférentielle au niveau du contact entre le fémur et l'acétabulum, a été calculé.

Ce chapitre présente alors les méthodes associées au calcul des pressions locales, les résultats des efforts de contact, des pressions locales, et du critère PV sont aussi présentés. Le chapitre se termine par une conclusion sur l'analyse de ces différents paramètres.

VIII.2 Méthode

VIII.2.1 Calcul des pressions locales

Calcul des contractions musculaires

Découpe du modèle Le modèle utilisé pour cette étude est un modèle corps complet qui comporte des muscles seulement sur le membre inférieur. Afin de réaliser l'étape d'optimisation statique, il est nécessaire de connaître tous les muscles qui enveloppent les articulations présentes dans le modèle. Le modèle corps complet était nécessaire pour calculer l'effort sous le pied du côté non dominant (voir partie VII.2.1 page 108) mais pas

pour les étapes suivantes du traitement. Afin de simplifier le modèle et accélérer les calculs, la solution choisie a été de découper le modèle corps complet afin de n'avoir plus qu'un modèle membres inférieurs. Le choix a donc été fait de ne plus considérer les segments du modèle au-dessus du bassin. La partie supérieure qui a été retirée constituait alors un nouvel effort extérieur, au même titre que les efforts sous les pieds. Cet effort correspondait au torseur dynamique de la partie supérieure du modèle. Le nouveau modèle comporte alors neuf segments : les deux pieds, les deux jambes, les deux patellas, les deux cuisses et le bassin. Les muscles sont les mêmes que ceux du modèle complet.

Il y avait donc trois efforts extérieurs à ce moment de l'étude : l'effort sous le pied dominant obtenu avec les plateformes de force lors de l'acquisition, l'effort sous le pied non dominant obtenu par calcul à partir des torseurs dynamiques du modèle, et l'effort dû à la découpe correspondant au torseur dynamique de la partie supérieure du modèle.

Optimisation statique L'étape de dynamique inverse permet d'obtenir le torseur d'action mécanique inter-segmentaire. Afin d'obtenir les forces de réaction il est nécessaire de connaître les efforts de contraction des muscles ce qui nécessite alors une analyse plus fine que la dynamique inverse des efforts transitant dans les articulations. L'outil d'optimisation statique permet de calculer ces contractions musculaires en satisfaisant les angles, vitesses, accélérations, et les efforts extérieurs du mouvement. Un tel problème est sous-déterminé à cause notamment de la redondance musculaire [Amarantini, 2019]. Il est donc nécessaire de réaliser une démarche d'optimisation afin de calculer les contractions musculaires lors des mouvements. Un critère classique pour la méthode d'optimisation statique consiste en la minimisation à chaque pas de temps des contractions musculaires en respectant l'égalité des moments résultants :

$$\begin{aligned} \min_{a_i} \sum_{i=1}^n a_i^2 \\ \text{tel que } \forall j \\ \sum_{i=1}^n a_i f(F_i^0, l_i, v_i) r_{i,j} = \tau_j \end{aligned} \tag{VIII.1}$$

Avec n le nombre de muscles du modèle; a_i l'activation du muscle i au pas de temps considéré, F_i^0 sa force maximale isométrique, l_i sa longueur au pas de temps considéré, v_i

sa vitesse de raccourcissement au pas de temps considéré et $f(F_i^0, l_i, v_i)$ la relation force-longueur-vitesse du muscle ; $r_{i,j}$ le bras de levier du muscle i par rapport à l'articulation j ; τ_j le moment résultant au niveau de l'articulation j .

Forces de réaction articulaire

Afin de calculer les forces de réaction articulaire, il est nécessaire de réaliser une analyse qui prenait en compte les actions musculaires. L'outil d'analyse de forces de réaction d'OpenSim permettait de faire cette analyse. L'exemple de la hanche peut être utilisé pour illustrer l'intérêt de cet outil. En effet, la hanche peut être décrite comme une rotule transmettant les efforts de translation. L'outil de dynamique inverse reporte alors les moments nets que les muscles doivent compenser. L'outil de forces de réaction calcule le vecteur de force de compression que la hanche subit afin de limiter les translations de la tête fémorale dans l'acétabulum en conséquence à des efforts externes, des forces de contractions musculaires, et des actions ligamentaires.

Plus spécifiquement, l'outil d'analyse de forces de réaction d'OpenSim calculait les forces et moments transférés entre des articulations en prenant en compte toutes les forces internes agissant sur le modèle. Les efforts internes correspondaient aux efforts des unités musculo-tendineuses. Par ailleurs, contribution des ligaments, de la capsule, etc. était négligée.

Les efforts étaient exprimés dans le repère orthonormé du bassin tel que l'axe X est l'axe antéro-postérieur, l'axe Y l'axe vertical, et l'axe Z l'axe médio-latéral.

Méthode de Hertz

Une fois les forces de réaction articulaire et la cinématique articulaire connues, il devenait possible de calculer la contrainte résultante obtenue dans les hanches. Il existait plusieurs méthodes pour calculer ces contraintes et la méthode de Hertz a été choisie comme une première approche analytique du fait de sa simplicité à mettre en œuvre ainsi que de sa rapidité d'exécution, comparée à des méthodes type éléments finis.

La théorie de Hertz peut être appliquée dans le cas où les matériaux en contact sont homogènes, linéaires, et élastiques. Dans le cas de la hanche, les matériaux en contact sont

le cartilage recouvrant la tête fémorale et le cartilage recouvrant l'acétabulum. Cependant, le cartilage étant un matériau visco-élastique [Hayes and Mockros, 1971], nous avons négligé les effets de la viscosité pour cette première approche.

Les matériaux en contact étaient les cartilages de la tête fémorale et de l'acétabulum. Des valeurs de module de Young et de coefficient de Poisson sont nécessaires pour utiliser la théorie de Hertz. En première approximation, des valeurs ont pu être trouvées dans la littérature pour ces deux constantes avec le comportement à long terme du cartilage. Le coefficient de poisson ν a été fixé à $\nu = 0.37$ et la valeur du module d'Young à $E = 7.1MPa$ [Hayes and Mockros, 1971].

Il existe plusieurs types de contact dans la théorie de Hertz. Ici, cette théorie était appliquée aux hanches et le contact était donc considéré ponctuel. La hanche est une articulation assimilée à une rotule, l'étude se limite alors au contact entre deux sphères. De plus, la reconstruction du squelette en 3D à partir de la stéréo-radiographie EOS se basait sur un modèle générique qui était déformé en fonction de points sélectionnés manuellement. Dans ce modèle générique, la tête fémorale et l'acétabulum étaient assimilés à des sphères dont seul le centre et le rayon pouvaient être modifiés. Le contact entre la tête fémorale et l'acétabulum était alors modélisé comme un contact entre deux sphères. C'est dans ce cas que nous nous sommes placés pour utiliser la méthode de Hertz (voir figure VIII.1) [Pinault-Bigeard, 2010].

Dans ce cas, il faut utiliser la formule VIII.2 pour calculer la pression maximale :

$$p_{max} = \frac{3}{2} \frac{N}{\pi a^2} \quad (\text{VIII.2})$$

avec N la force appliquée et a le rayon de la zone de contact défini équation VIII.3 :

$$a = \sqrt[3]{\frac{3\pi}{4}(k_1 + k_2) \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} N} \quad (\text{VIII.3})$$

avec r_1 et r_2 les rayons des sphères en contact et où chaque E_i^* est défini à l'équation VIII.4 comme :

$$k_i = \frac{1 - \nu_i^2}{\pi E_i} \quad (\text{VIII.4})$$

où E_i et ν_i étaient respectivement le module d'Young et le coefficient de Poisson des solides en contact.

		Contact ponctuel		
Types de contacts		Solides quelconques	Sphère/sphère	Sphère/plan
Surface de contact	Forme			
	Dimensions	$a = m \sqrt{\frac{3\pi}{2} \frac{k_1 + k_2}{C_1 + C_1' + C_2 + C_2'} N}$ $b = \frac{n}{m} a$	$a = \sqrt{\frac{3\pi}{4} (k_1 + k_2) \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} N}$	$a = \sqrt{\frac{3\pi}{4} (k_1 + k_2) R N}$
Rapprochement δ		$\delta = r \frac{3\pi}{4a} (k_1 + k_2) N$	$\delta = \sqrt[3]{\frac{9\pi^2}{16} (k_1 + k_2)^2 \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2} N^2}$	$\delta = \sqrt[3]{\frac{9\pi^2}{16} \frac{(k_1 + k_2)^2}{R} N^2}$
Pression max p_{\max}		$p_{\max} = \frac{3 N}{2 \pi a b}$	$p_{\max} = \frac{3 N}{2 \pi a^2}$	$p_{\max} = \frac{3 N}{2 \pi a^2}$
Profondeur pour τ_{\max} (pour $\nu = 0,3$)		Fonction de l'excentration de l'ellipse	$h = 0,5a$	$h = 0,5a$
* avec : $k_i = \frac{1 - \nu_i^2}{\pi E_i}$				

Figure VIII.1 – Extrait du cours de Sciences de l'ingénieur sur la théorie de Hertz [Pinault-Bigeard, 2010]

Les propriétés matériaux choisies étaient celles du cartilage présentées précédemment telles que $E_i = 7.1MPa$ et $\nu_i = 0.37$ [Hayes and Mockros, 1971]. L'effort choisi était la norme des forces de réaction articulaires calculés à la partie précédente (partie VIII.2.1). Les rayons étaient déduits des reconstructions à partir de la stéréo-radiographie (partie IV.3.4).

Cette méthode a fait l'objet d'une étude de sensibilité développée dans l'annexe A.9 (page 199).

VIII.2.2 Critère de puissance dissipée

En mécanique, un des critères qui caractérise l'usure pour des solides en rotation l'un contre l'autre est la combinaison de la pression et de la vitesse linéaire : le critère PV. Ce critère est utilisé en tribologie pour dimensionner les coussinets par exemple. En effet, ces pièces ont une valeur maximale de pression admissible ainsi qu'une vitesse circonférentielle maximale à ne pas dépasser. Cependant, la combinaison de ces facteurs peut avoir un effet néfaste sur ces pièces et entraîner de l'usure prématurée. C'est pourquoi un critère PV_{max} est utilisé qui caractérise la capacité d'évacuation de la chaleur produite par le frottement.

Dans le cas de la hanche, il n'existait pas de critère PV_{max} car ce n'était pas un critère commun pour l'application à la biomécanique. Cependant, il nous semblait intéressant car il traduisait la puissance dissipée par le frottement en combinant des paramètres de pression locale et de vitesse circonférentielle.

La pression P qui a été utilisée pour le calcul était la pression maximale obtenue avec la théorie de Hertz. La vitesse circonférentielle V de la tête fémorale a été calculée à partir de la norme de la vitesse de rotation de la tête fémorale que l'on avait ensuite multipliée par la moyenne du rayon entre le rayon de la tête fémorale et le rayon de l'acétabulum, pour obtenir un rayon où l'on a supposé que le contact avait lieu.

VIII.3 Résultats

VIII.3.1 Analyse des efforts de contact

Les efforts de contact à la hanche n'ont pas été étudiés dans la littérature sur le tennis de table. Il existait cependant des références disponibles pour d'autres activités telles la marche [Stansfield et al., 2003] où il a été reporté, grâce à des prothèses instrumentées, que chaque hanche supportait verticalement plus de quatre fois le poids du corps lors de la marche à allure normale [Stansfield et al., 2003].

Les efforts de contact ont aussi été étudiés pour l'épaule où il a été montré que les épaules supportaient jusqu'à deux fois le poids du corps lors d'activités quotidiennes telles

que soulever une charge [Anglin et al., 2000].

Coup droit

L'évolution des efforts de contact selon les axes de la hanche ainsi que la norme de ces efforts est présentée à la figure VIII.2 pour un coup droit d'un sujet. La norme des efforts de contact atteignait plus de $40 N.kg^{-1}$ lors d'un coup droit. La valeur maximale était atteinte au début du geste et ce, pour les deux côtés. Les valeurs maximales étaient trouvées sur l'axe X (axe antéro-postérieur) avec près de $40 N.kg^{-1}$.

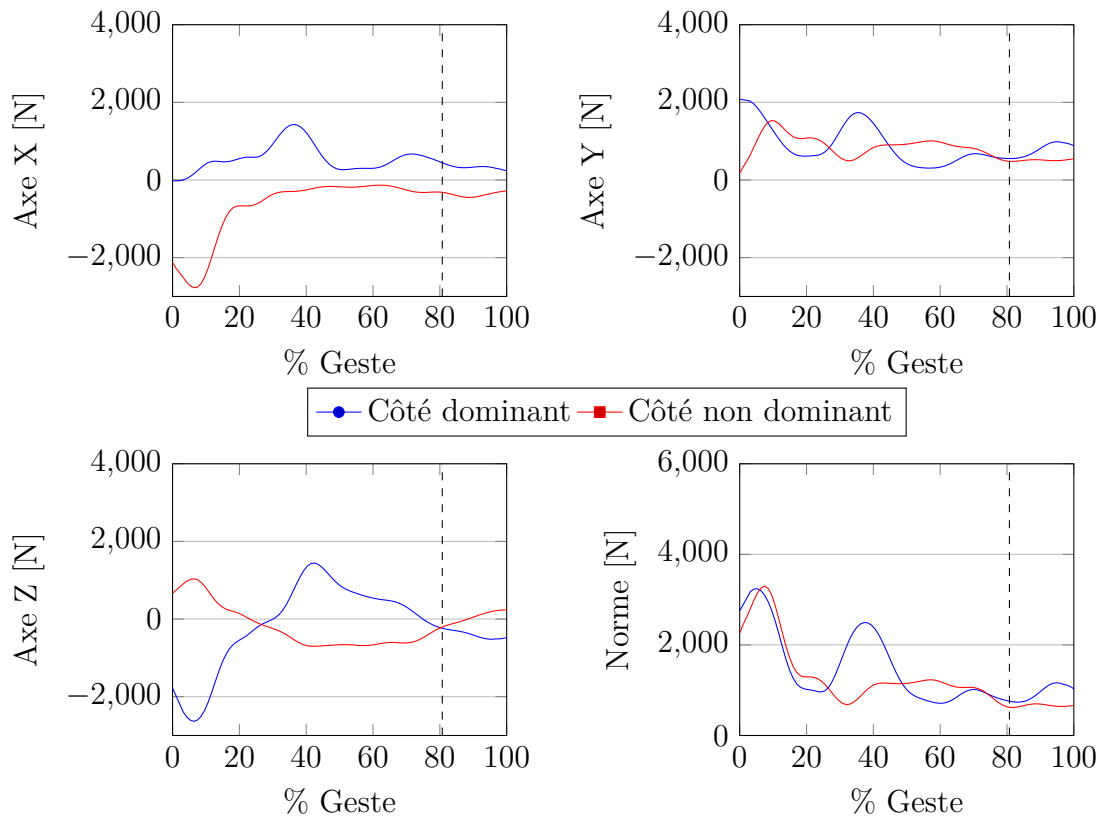


Figure VIII.2 – Évolution des efforts de contact aux hanches en fonction du geste de tennis de table en coup droit pour un coup d'un joueur. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.

L'ensemble des résultats de l'analyse des efforts de contact pour le coup droit sont présentés à l'annexe A.23 (page 219). Les valeurs sur l'axe X (axe antéro-postérieur)

étaient significativement supérieures pour les joueurs qui présentaient des douleurs (32.4 N.kg^{-1} en valeur maximale) par rapport aux joueurs qui n'en présentaient pas (7.3 N.kg^{-1} maximal) sur le côté dominant. C'était l'inverse sur le côté non dominant où des différences, non significatives cette fois ($p\text{-value} = 0.123$), ont été constatées et où les joueurs de la cohorte "Non douleur" avaient des valeurs d'effort de contact maximal supérieures (26.5 N.kg^{-1}) à celles des joueurs de la cohorte "Douleur" (9.6 N.kg^{-1}). L'amplitude d'effort et la valeur moyenne sur l'axe X étaient aussi supérieures de manière significative pour les joueurs qui présentaient des douleurs par rapport à ceux qui n'en présentaient pas.

Aucune différence significative n'a été trouvée sur l'axe Y (axe vertical). Les valeurs étaient néanmoins plus importantes (en terme de valeur absolue) pour les joueurs de la cohorte "Douleur" et ce, des deux côtés.

En terme de norme, les principales différences étaient du côté dominant où les joueurs qui présentaient des douleurs avaient une valeur maximale de 59.7 N.kg^{-1} contre 50.6 N.kg^{-1} pour les joueurs qui n'en présentaient pas (figure VIII.3). Cela était équivalent à près de six fois le poids du corps, soit plus que pour de la marche à allure normale, où les valeurs maximales étaient de l'ordre de quatre fois le poids du corps [Stansfield et al., 2003].

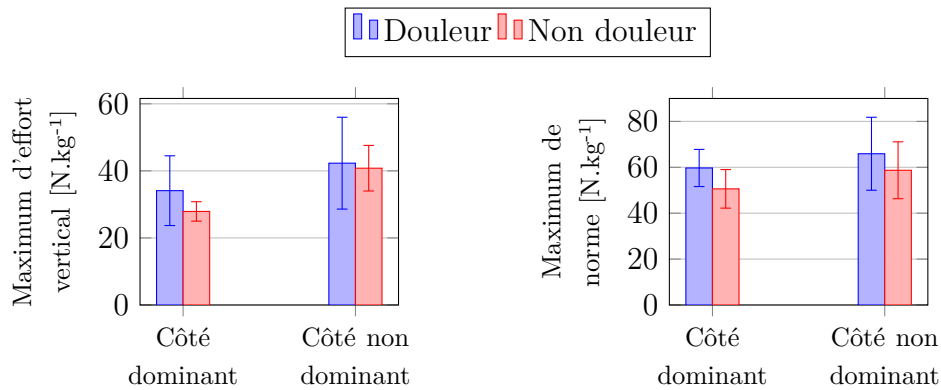


Figure VIII.3 – Comparaison des maxima de la norme des forces de contact et de l'effort de contact vertical pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de coup droit.

Les valeurs étaient globalement supérieures du côté non dominant par rapport au côté dominant. L'analyse des efforts de contact en coup droit a montré que les joueurs qui présentaient des douleurs avaient des valeurs d'efforts plus importantes que les joueurs qui

ne présentaient pas de douleurs de hanche. Ces efforts importants pourraient alors être à l'origine de ces douleurs. En effet, un effort de contact important pourrait entraîner une usure prématurée du cartilage et donc des douleurs.

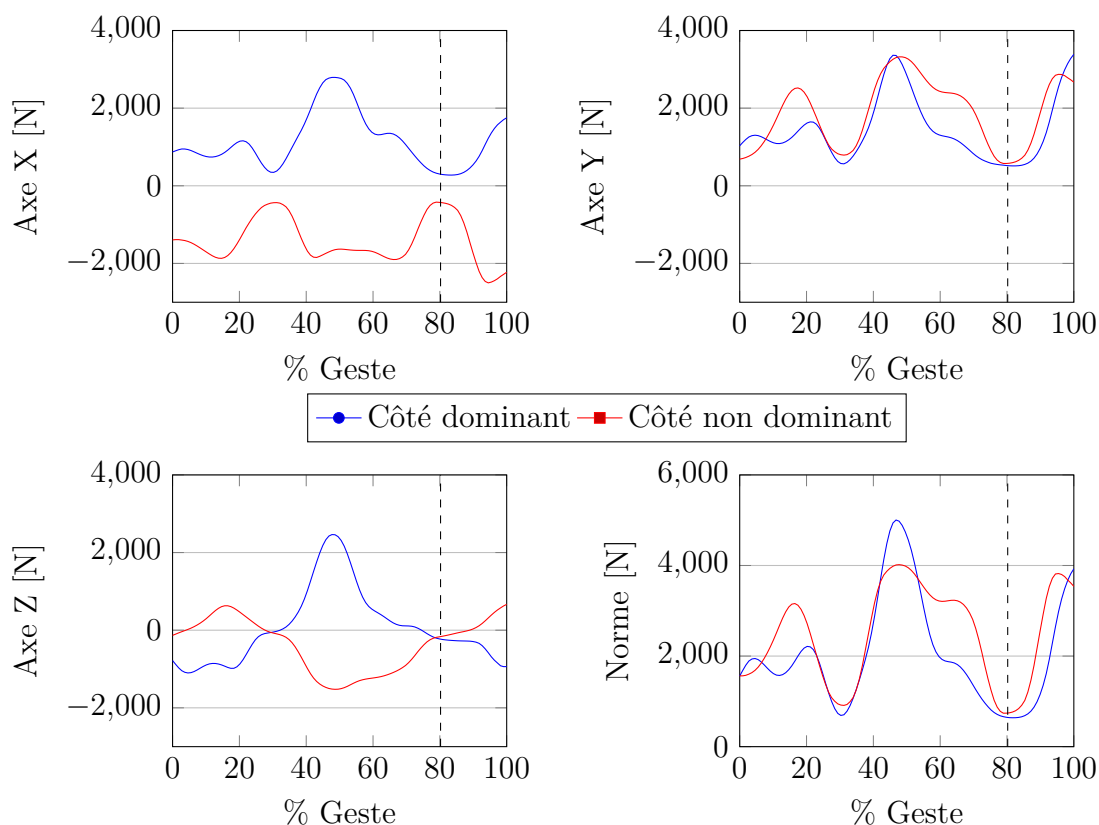


Figure VIII.4 – Évolution des efforts de contact aux hanches en fonction du geste de tennis de table en pivot pour un coup d’un joueur. Le trait en pointillé correspond à l’instant de l’impact entre la balle et la raquette.

Pivot

L’évolution des efforts de contact sur les trois axes ainsi que leur norme sont présentés à la figure VIII.4. L’évolution des efforts sur l’axe X était opposée entre les côtés dominant et non dominant. En terme de norme, les effort de contact atteignaient plus de $60 N.kg^{-1}$ du côté dominant, soit plus de six fois le poids du corps. Les valeurs maximales étaient atteintes avant l’impact entre la balle et la raquette. Les valeurs étaient supérieures en pivot par rapport à l’activité de coup droit.

Les résultats complets sont présentés à l’annexe A.24 (page 220). Peu de différences significatives ont été constatées lors de l’analyse des efforts de contact en pivot. Les mêmes différences pouvaient être constatées entre côté dominant et non dominant que lors de

l'analyse des efforts de contact en coup droit. En effet, les valeurs d'effort maximales étaient supérieures du côté non dominant (69.5 N.kg^{-1} pour la norme) par rapport à l'autre côté (55.4 N.kg^{-1} pour la norme maximale) (figure VIII.5). Ces valeurs étaient aussi supérieures par rapport à l'activité de coup droit.

Les principales différences significatives étaient trouvées au niveau de l'axe X (axe antéro-postérieur) où les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient une valeur minimale (ou valeur maximale dans l'autre sens, vers l'arrière) inférieure (-14.3 N.kg^{-1}) à ceux de la cohorte "Non douleur" (-3.3 N.kg^{-1}) du côté dominant. Du côté non dominant, c'était la valeur moyenne qui était inférieure pour la cohorte "Non douleur" (-3.2 N.kg^{-1}) par rapport à ceux de la cohorte "Douleur" (10.3 N.kg^{-1}). Globalement, le contact se faisait vers l'arrière pour les joueurs de la cohorte "Non douleur" et vers l'avant pour les joueurs de la cohorte "Douleur". Le phénomène inverse était observé du côté dominant.

Les amplitudes d'effort étaient supérieures du côté non dominant pour les deux cohortes par rapport au côté dominant et ce, sur les trois axes du repère de la hanche et en terme de norme. De plus, ces amplitudes étaient supérieures lors de l'activité de pivot par rapport à l'activité de revers.

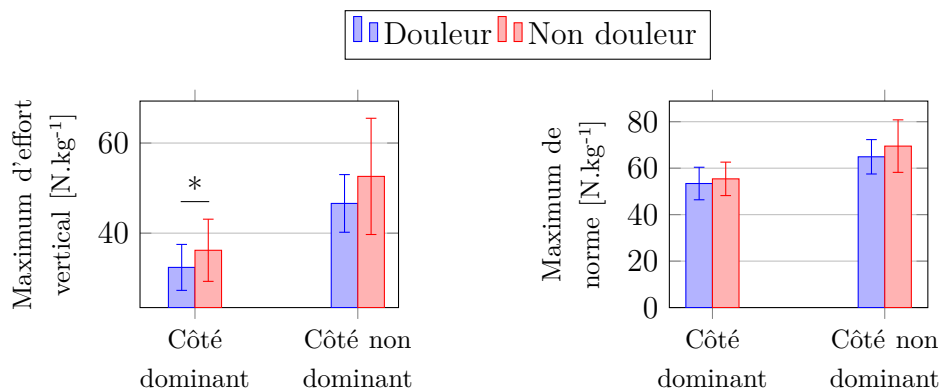


Figure VIII.5 – Comparaison des maxima de la norme des forces de contact et de l'effort de contact vertical pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de pivot.

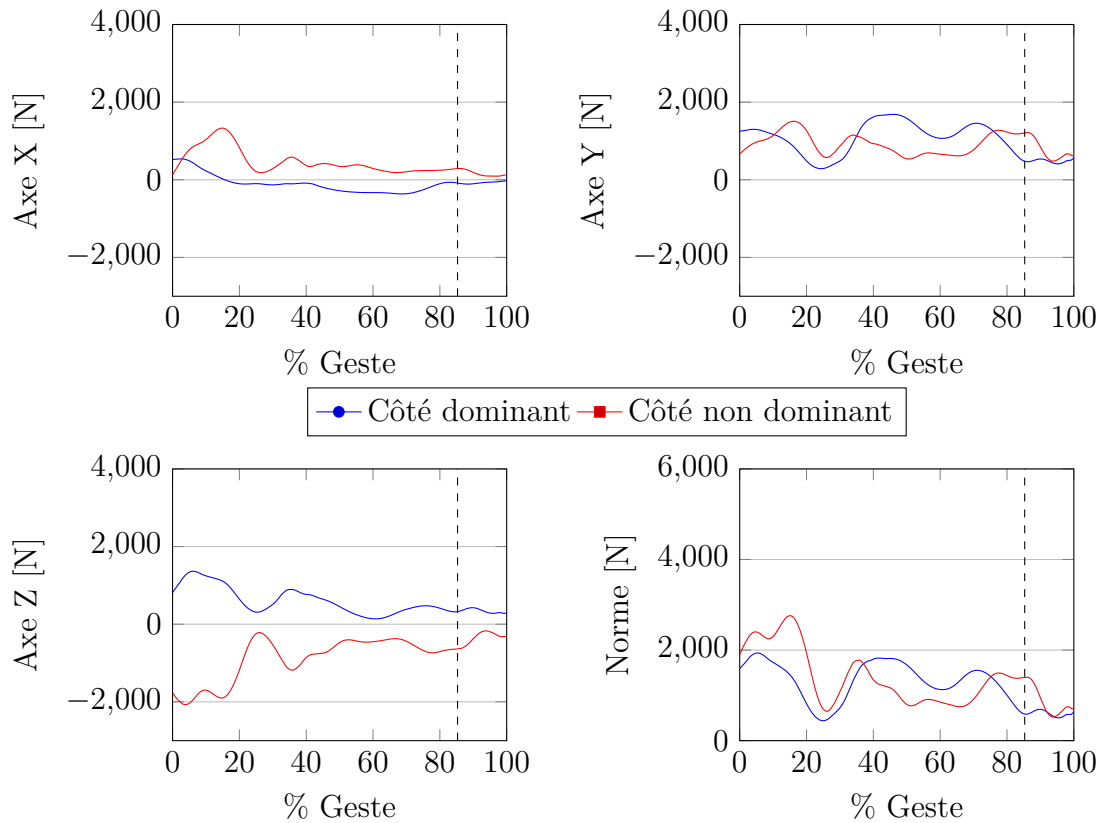


Figure VIII.6 – Évolution des efforts de contact aux hanches en fonction du geste de tennis de table en revers. Le trait en pointillé correspond à l’instant de l’impact entre la balle et la raquette.

Revers

L’évolution des efforts de contact en revers est présentée à la figure VIII.6. L’évolution était opposée sur l’axe Z (médo-latéral) entre les deux côtés. Peu d’évolutions étaient constatées sur les axes X et Y. La norme des efforts ne dépassait pas $25 N.kg^{-1}$ sur le côté dominant et $30 N.kg^{-1}$ sur le côté non dominant, ce qui était inférieur aux valeurs obtenues sur les deux autres activités.

Les résultats sont présentés à l’annexe A.25 page 221. Les valeurs sur l’axe Z (axe médo-latéral) étaient supérieures pour les joueurs de la cohorte "Douleur" par rapport aux joueurs de l’autre cohorte du côté dominant. Les mêmes résultats étaient aussi retrouvés lors de l’analyse de la norme des efforts de contact. En effet, les valeurs maximales de

norme atteignaient 46.8 N.kg^{-1} pour les joueurs de la cohorte "Douleur" et 34.7 N.kg^{-1} pour les joueurs de la cohorte "Non douleur" du côté dominant (figure VIII.7).

Une fois de plus, les valeurs obtenues lors de l'activité de revers étaient les plus faibles parmi les trois activités étudiées. En effet, les valeurs maximales observées étaient de l'ordre de quatre fois le poids du corps en revers alors qu'elles étaient respectivement de plus de cinq et six fois le poids du corps sur les activités de coup droit et de pivot.

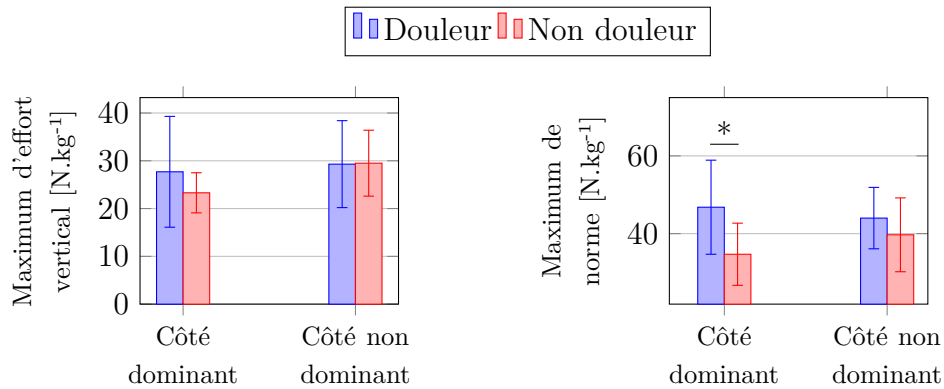


Figure VIII.7 – Comparaison des maxima de la norme des forces de contact et de l'effort de contact vertical pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de revers.

VIII.3.2 Pressions locales de contact

Il n'y avait pas de référence dans la littérature où la théorie de Hertz était appliquée à autre chose qu'à des solides en mécanique. Cette méthode était alors une première approche vers l'analyse des pressions de contact aux hanches.

L'objectif de cette partie était donc d'obtenir et comparer des valeurs analytiques de pression maximale au niveau des hanches dues aux efforts que les joueurs appliquaient au sol et qui étaient transmis par les hanches jusqu'au haut du corps.

Coup Droit

L'évolution, au cours du geste d'un coup droit, de la pression locale aux hanches est présentée pour les deux hanches à la figure VIII.8. Les valeurs oscillaient autour de 10 MPa.kg^{-1} pour les deux hanches. Pour ce coup et ce sujet, l'amplitude était supérieure du côté dominant par rapport au côté non dominant.

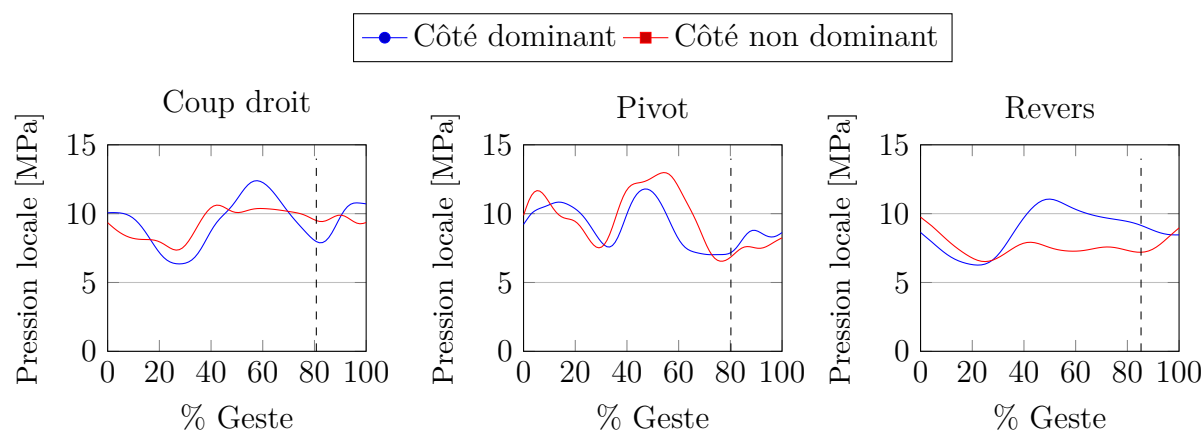


Figure VIII.8 – Évolution de la pression locale aux hanches en fonction de l'évolution du geste de tennis de table pour les trois activités étudiées. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.

Les résultats complets de l'analyse de la pression maximale avec la théorie de Hertz sont disponibles à l'annexe A.26 page 222. Aucune différence significative n'a été dégagée de l'analyse des différences entre les cohortes pour la pression maximale avec la théorie de Hertz.

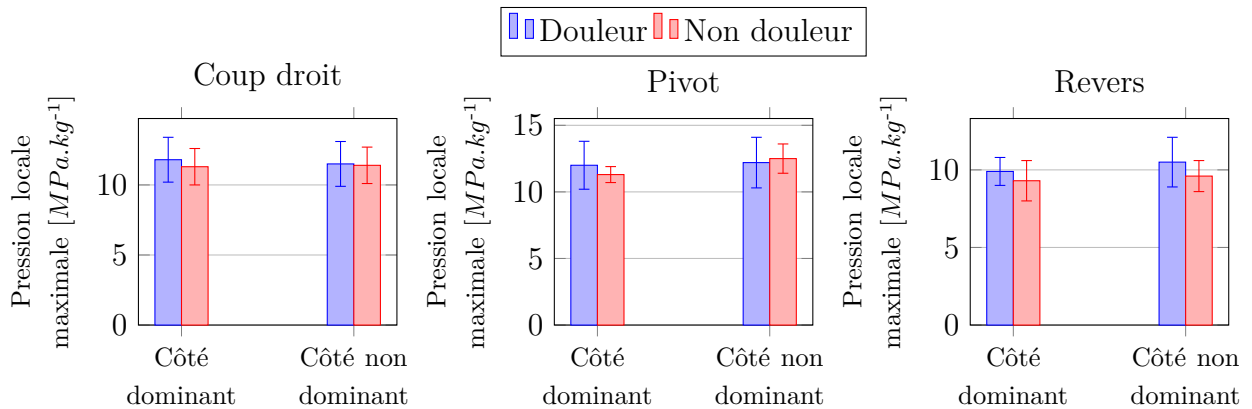


Figure VIII.9 – Comparaison de la pression locale maximale aux hanches entre les deux cohortes pour les trois activités étudiées.

Les valeurs étaient très similaires entre les deux cohortes (11.8 MPa.kg^{-1} pour la cohorte "Douleur" contre 11.3 MPa.kg^{-1} pour la cohorte "Non douleur" en valeur maximale) (figure VIII.9), ce qui pouvait laisser penser que les pressions locales au niveau des hanches n'étaient pas un critère déterminant pour expliquer les douleurs que certains joueurs pouvaient présenter.

De plus, les valeurs étaient aussi similaires entre le côté dominant et non dominant. Ce résultat était surprenant puisque nous avons vu que les efforts de contact différaient entre les côtés dominant et non dominant et où les valeurs du côté non dominant étaient supérieures par rapport à l'autre côté. Cependant, la théorie de Hertz prend aussi en compte les morphologies particulières de chaque sujet. En effet, puisque les propriétés matériaux étaient les mêmes entre tous les participants, il était possible que certains joueurs possédaient des morphologies différentes ce qui pouvait expliquer le peu de différences ici.

Pivot

L'évolution des pressions locales aux hanches lors d'un pivot est présentée à la figure VIII.8 pour un coup d'un sujet. Le pic le plus important atteignait 13 N.kg^{-1} sur le côté non dominant et 12 N.kg^{-1} du côté dominant et était observé avant l'impact entre la balle et la raquette et ce, du côté dominant et non dominant. De même qu'en coup droit, les valeurs oscillaient autour de 10 N.kg^{-1} .

Les résultats complets de l'analyse de la pression maximale avec la théorie de Hertz sont disponibles à l'annexe A.27 page 222. Les valeurs obtenues étaient aussi similaires entre les deux cohortes avec 9.5 MPa.kg^{-1} en valeur moyenne pour la cohorte "Douleur" et 9.3 MPa.kg^{-1} pour la cohorte "Non douleur". Néanmoins, les valeurs maximales étaient légèrement supérieures pour la cohorte "Douleur" avec 12 MPa.kg^{-1} contre 11.3 MPa.kg^{-1} pour la cohorte "Non douleur" (figure VIII.9). Ces différences ne permettaient pas cependant de conclure sur un effet bénéfique ou néfaste par rapport aux douleurs de hanche.

Les valeurs étaient légèrement supérieures du côté non dominant par rapport au côté dominant mais ces différences n'étaient pas non plus suffisantes pour conclure sur un effet quand aux douleurs ressenties par les joueurs.

Les résultats étaient aussi sensiblement supérieurs en pivot que pour l'activité de coup droit. Cela était dû au fait que les joueurs se déplaçaient pour effectuer un pivot alors qu'il n'y avait pas de déplacement en coup droit.

Revers

L'évolution des pressions locales aux hanches lors d'un revers est présentée à la figure VIII.8 pour un coup d'un sujet. La valeur maximale du côté non dominant était atteinte au début de la phase de *forward swing* alors que la valeur maximale était atteinte avant l'impact, au milieu du geste, pour le côté dominant.

Les résultats complets de l'analyse de la pression maximale avec la théorie de Hertz sont disponibles à l'annexe A.28 page 223. Ici aussi, les résultats étaient comparables entre les deux cohortes mais aussi entre les deux côtés dominant et non dominant.

Les valeurs étaient les plus faibles pour le revers en comparaison avec les deux autres activités avec des valeurs maximales respectivement de 9.3 MPa.kg^{-1} et 9.9 MPa.kg^{-1} du côté dominant et 9.6 MPa.kg^{-1} et 10.5 MPa.kg^{-1} sur le côté non dominant pour les cohortes "Non douleur" et "Douleur" (figure VIII.9). Ce résultat s'est retrouvé tout au long de l'analyse biomécanique du tennis de table et il était confirmé sur toutes les différentes analyses que ce soit en cinématique, dynamique, ou paramètres énergétiques : le revers était l'activité qui sollicitait le moins la hanche.

VIII.3.3 Critère PV

Le critère PV a été calculé afin d'obtenir un autre critère pour analyser les différences entre les cohortes et qui pourraient expliquer ou causer des douleurs de hanche. En effet, ce paramètre combinait des paramètres morphologiques et biomécaniques d'où son intérêt dans notre étude.

Coup Droit

L'évolution du critère PV pour l'activité de coup droit pour les deux hanches d'un sujet est présentée à la figure VIII.10. Les valeurs oscillaient entre 0.2 et 1 $W.mm^{-2}.kg^{-1}$ pour les deux côtés.

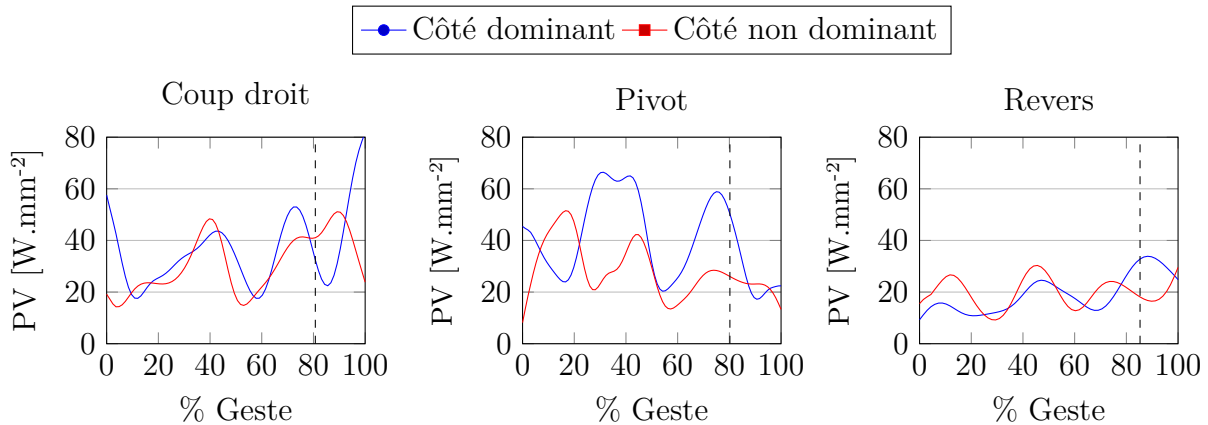


Figure VIII.10 – Évolution du critère PV en fonction du geste de tennis de table en coup droit. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.

Les résultats de l'analyse du critère PV sont disponibles à l'annexe A.29 page 223. Le fait de multiplier la pression maximale obtenue avec la théorie de Hertz et la vitesse linéaire de contact au niveau de la hanche n'a pas permis de dégager des différences significatives.

Cependant, les valeurs maximales du critère PV étaient supérieures du côté dominant (1.6 $W.kg^{-1}$ pour la cohorte "Non douleur" du côté dominant et 1.1 $W.kg^{-1}$ du côté non dominant) (figure VIII.11). Ce résultat pouvait indiquer que les vitesses de contact étaient supérieures du côté dominant, pour les deux cohortes.

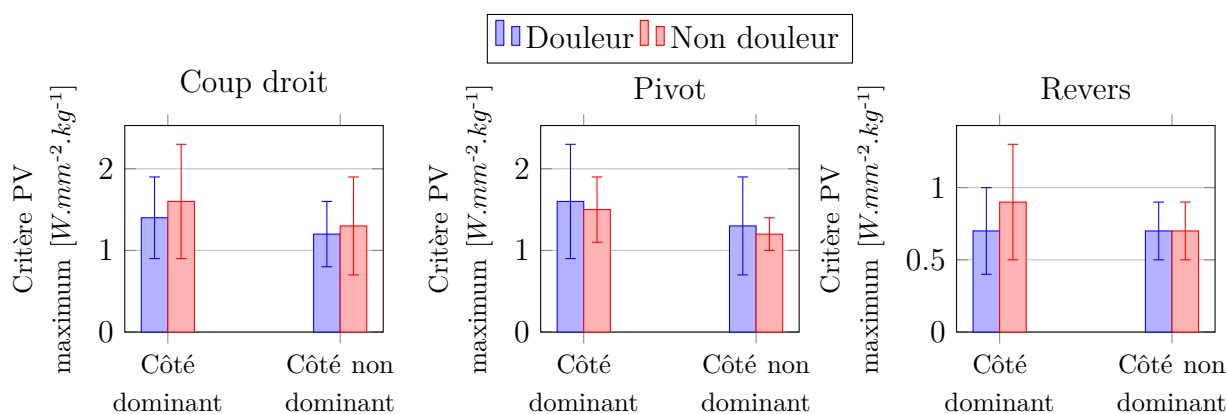


Figure VIII.11 – Comparaison du critère PV pour les hanches entre les deux cohortes pour les trois activités étudiées.

Pivot

L'évolution du critère PV est présentée à la figure VIII.10 pour les deux hanches d'un sujet. Ici aussi, des oscillations importantes étaient observées sur les deux côtés. Deux pics principaux pouvaient être relevés du côté dominant, un peu avant le moment de l'impact entre la balle et la raquette et l'autre à environ 40 % du geste considéré.

Les résultats de l'analyse du critère PV sont disponibles à l'annexe A.30 page 224. Les mêmes remarques que celles faites lors de l'analyse du coup droit pouvaient être faites pour le pivot. En effet, les valeurs maximales étaient comparables entre les deux cohortes ($1.5 W.kg^{-1}$ pour la cohorte "Non douleur" et $1.6 W.kg^{-1}$ pour la cohorte "Douleur") (figure VIII.11).

Les valeurs étaient aussi supérieures du côté dominant par rapport au côté non dominant. Cependant, les joueurs qui présentaient des douleurs les présentaient principalement du côté dominant mais aussi parfois sur le côté non dominant. Ces différences ne permettaient pas de conclure sur ce point.

Revers

L'évolution de ce critère pour l'activité de revers est présentée pour les deux hanches à la figure VIII.10. Les valeurs oscillaient là aussi mais avec moins d'amplitude. En effet, les valeurs observées en revers ne dépassaient pas les $0.5 W.mm^{-2}.kg^{-1}$.

Les résultats de l'analyse du critère PV sont disponibles à l'annexe A.31 page 224. Ici aussi, les résultats étaient comparables entre les cohortes. Cependant, il n'y avait pas de différences entre les côté dominant et non dominant comme ce qui a pu être observé sur les deux autres activités (figure VIII.11). Les valeurs en revers étaient aussi inférieures aux valeurs obtenues lors des autres activités.

VIII.4 Conclusion de l'analyse des forces et pression de contact

L'analyse des efforts de contact a permis de montrer que les joueurs qui présentaient des douleurs avaient des valeurs supérieures aux joueurs qui ne présentaient pas de douleurs. En moyenne, les valeurs atteignaient jusqu'à sept fois le poids du corps sur une hanche lors des gestes de pivot.

Les valeurs de force de contact ont atteint jusqu'à sept fois le poids du corps lors de l'activité de pivot en moyenne. Les résultats étaient supérieurs du côté non dominant par rapport à l'autre côté. Cela a été montré pour toutes les activités. De plus, les efforts de contact étaient inférieurs pour l'activité de revers et les plus grands pour l'activité de pivot.

Néanmoins, on peut se poser la question de savoir si avoir des efforts de contact jusqu'à plus de sept fois le poids du corps sur une hanche n'est pas néfaste pour la santé de celle-ci. En effet, la répétition de ces gestes ajoutée au sur-chargement des hanches pourrait aussi bien être à l'origine des douleurs. De plus, on a pu voir que la direction des efforts n'étaient pas le même pour les deux cohortes. En effet, les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient globalement des efforts dans des sens opposés sur l'axe X (axe médio-latéral) par rapport à la cohorte "Non douleur". Cela pouvait renseigner sur la localisation du contact. En effet, lors de la marche par exemple, le contact devrait se faire sur la partie supérieure de l'acétabulum. Il a aussi été montré que pendant des activités quotidiennes telles que la montée d'escalier, la zone de contact pouvait changer, et la surface de contact pouvait alors diminuer [Yoshida et al., 2005]. Or, à force égale, une surface de contact inférieure signifiait une augmentation des pressions locales. Cependant, la méthode de Hertz ne permettait pas de prendre en compte la direction de l'effort de contact.

Le critère de pression maximale au niveau des hanches calculé à partir de la théorie de Hertz n'a pas été déterminant dans la recherche de différences expliquant les douleurs entre nos cohortes. Ce résultat allait à l'encontre des hypothèses formulées en début de manuscrit puisque l'on avait supposé que les douleurs pouvaient être dues à des pressions locales supérieures pour les joueurs qui présentaient des douleurs. En effet, nous n'avons pas détecté de différence entre les cohortes pour ce critère et ce, pour les trois activités étudiées.

Le critère PV, qui se rapproche d'un critère de dépense énergétique lié au frottement, n'a pas permis de trouver des différences significatives entre les cohortes qui pourraient expliquer la présence de douleurs. En effet, les valeurs étaient similaires entre les deux cohortes sur les trois activités. Les résultats étaient inférieurs pour l'activité de revers et équivalents pour les deux autres activités.

Cela ne signifiait pas que nos hypothèses étaient nécessairement fausses, En effet, l'augmentation du nombre de sujets pourrait révéler des différences mais il était impossible de conclure sur l'impact des pressions maximales ou du critère PV sur les risques de douleurs à ce jour.

Néanmoins, cette étude restait intéressante dans la mesure où de nombreux paramètres ont pu être étudiés avant de pouvoir calculer la pression maximale. En effet, l'analyse des pressions locales prenait en compte les analyses biomécaniques avec la cinématique, la dynamique etc. et les paramètres morphologiques tels que les rayons de la tête fémorale et l'acétabulum.

Des hypothèses simplificatrices ont été émises lors de l'utilisation de la théorie de Hertz notamment au niveau des matériaux qui étaient considérés comme élastique linéaire alors que le cartilage possède des propriétés visco-élastiques [Hayes and Mockros, 1971]. La direction de l'effort de contact n'était pas non plus prise en compte dans le calcul de la pression locale maximale avec la théorie de Hertz.

Grâce à ce travail, les conditions limites d'un modèle éléments finis, telles que les morphologies du fémur proximal ainsi que de l'acétabulum mais aussi les efforts appliqués aux hanches pendant la pratique du tennis de table, ont été déterminées. Il resterait à implémenter les propriétés matériaux et de créer le modèle afin de déterminer les localisations ainsi que la répartition des pressions locales au niveau de la hanche.

*

CHAPITRE IX

Conclusion et perspectives

L'objectif de cette thèse était de proposer une modélisation biomécanique et morphologique personnalisée complète appliquée au tennis de table dans le but de détecter précocement les joueurs "à risque" de pathologie de hanche et de mieux comprendre l'étiologie de ces pathologies dans une perspective de prévention et de prise en charge individuelle.

La littérature sur les conflits de hanche a permis de proposer des moyens de détection de cette pathologie qui ont permis d'aboutir à un examen clinique complet de la hanche.

L'analyse de la littérature sur les conflits de hanche a permis de révéler des tests classiques d'examen clinique de la hanche qui permettait de détecter la présence de cette pathologie. La revue de littérature sur la biomécanique était principalement tournée sur la performance des joueurs et non pas à la détection ou à la prise en charge des pathologies inhérentes au tennis de table, en particulier au niveau de la hanche. Par ailleurs, peu d'études étaient consacrées à l'étude épidémiologique ce qui rendait difficile la description détaillée des blessures et pathologies du tennis de table. Une des principales pathologies de hanche qui touchait le plus les jeunes sportifs était le conflit de hanche. Les revues de littérature sur la physiologie, la biomécanique, et les pathologies de hanche ont fait l'objet

d'un article publié (annexe B.1.1 page 227).

L'étude expérimentale a permis de prendre en compte 29 sujets répartis en trois cohortes en fonction de leur âge. Les deux cohortes A et B réalisaient l'examen clinique, stéréo-radiographiques ainsi que la capture du mouvement, la cohorte C ne réalisait pas la capture du mouvement. Tous les joueurs n'ont pas été inclus dans l'étude. Certains ont effectué les acquisitions trop tardivement par rapport au planning de thèse puis nous avons décidé de ne pas inclure les joueuses qui étaient trop peu nombreuses par rapport au nombre de joueurs de la cohorte. Les cohortes ont ensuite été divisées en deux, une cohorte "Douleur" qui comportait six sujets et une cohorte "Non douleur" composée de huit sujets qui nous ont permis d'effectuer les comparaisons pour les nombreux paramètres évalués. Un effort particulier a été mis en œuvre afin de pouvoir personnaliser les modèles biomécaniques malgré le fait que tout n'ait pas été utilisé pour cette thèse, cela pouvait tout de même être utilisé comme base de données pour le futur.

Dans le chapitre de matériel et méthodes, nous avons vu qu'un modèle musculo-squelettique permettait d'étudier le mouvement du tennis de table tout en effectuant une analyse corps complet. Afin d'obtenir un niveau de personnalisation plus poussé, il a fallu travailler sur les axes de la cheville ainsi que sur les points d'insertion et de passage musculaire. De nombreux éléments du modèle étaient personnalisés : les positions des centres articulaires, les géométries osseuses, les axes des articulations du membre inférieur, les trajets musculaires. La méthode de personnalisation des trajets musculaires basée sur l'imagerie stéréo-radiographique notamment était originale a été développée lors de cette thèse. Cependant, les paramètres musculaires physiologiques, telles que la force isométrique maximale, la *tendon slack length*, ou la longueur de la fibre musculaire optimale, pourraient être personnalisés mais ils nécessitent d'autres acquisitions (par ultrasons par exemple [[Sartori et al., 2017](#)]) que celles faites lors de cette thèse.

Le protocole mis en place a permis d'obtenir les pressions locales ainsi que la morphologie des hanches des participants, objets de nos hypothèses au départ. Cette approche était unique dans la mesure où les efforts intra-articulaires ainsi que les pressions locales n'avaient pas été étudiées dans le cadre du tennis de table jusqu'à ce jour. Des approximations ont été faites au niveau des propriétés matériaux pour utiliser la théorie de Hertz, première approche analytique permettant d'obtenir les pressions locales, et de pouvoir comparer les deux cohortes. Les données obtenues avec ce protocole pourront servir de

conditions aux limites, en considérant les efforts intra-articulaires ainsi que les géométries osseuses, pour développer des modèles éléments finis qui permettraient de calculer les pressions locales ainsi que leur distribution dans le cartilage avec plus de précision [Wesseling et al., 2019].

Un examen clinique spécifique à l'étude des douleurs de hanche au tennis de table a été développé grâce à la littérature disponible sur le sujet. Cet examen a fait l'objet d'une étude de reproductibilité qui a permis de montrer les limites de ce type d'examen : les résultats étaient différents entre tous les expérimentateurs avec une différence moyenne importante ce qui signifiait qu'il fallait interpréter ces mesures avec précaution. Cependant, nous avons aussi montré que la répétition de l'examen permettait de diminuer grandement les incertitudes de mesure. Les mesures pratiquées lors de l'examen clinique sont simples à mettre en place dans le suivi des pongistes et il est maintenant pratiqué depuis quelques mois à haut niveau avec la FFTT [Anh, 2020] (fichier Bilan de hanche). L'examen clinique a permis de montrer un intérêt dans le suivi des amplitudes de flexion/extension et surtout de rotation interne/externe de hanche. En effet, les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient des amplitudes plus faibles que les joueurs de la cohorte "Non douleur". De plus, des questions se posent sur l'extensibilité des chaînes postérieures, où les joueurs de la cohorte "Douleur" sont plus souples, et de la chaîne antérieure, où les joueurs de la cohorte "Non douleur" le sont.

L'analyse morphométrique a révélé la présence d'une déformation type *PGD* (Pistol-Grip Deformity) typique d'un conflit de type came chez la plupart des joueurs de la cohorte "Douleur" et chez un seul joueur de la cohorte "Non douleur". Cette excroissance pourrait être propice à des conflits de hanche qui mèneraient à des douleurs avec le temps [Beaulé et al., 2018]. Cela illustre le besoin d'une étude longitudinale sur plusieurs années afin d'évaluer l'apparition et l'évolution de cette déformation ainsi que des autres paramètres qui pourraient évoluer lors de la croissance des joueurs. L'étude longitudinale est prévue dans le projet global dans lequel se situe cette thèse et a pour objectif de faire passer les joueurs tous les deux ans (le CPP en cours couvre cette recherche).

Des différences ont pu être observées entre les cohortes, qui pouvaient expliquer la présence de douleurs aux hanches. En effet, les amplitudes de mouvement articulaire étaient supérieures en flexion/extension et en rotation interne/externe pour les joueurs de la cohorte "Douleur" par rapport aux joueurs de la cohorte "Non douleur". Les ampli-

tudes de moment articulaires étaient, quand à eux, supérieures en flexion/extension et en rotation interne/externe pour les joueurs de la cohorte "Douleur". L'étude des paramètres énergétiques tels que le travail mécanique et la puissance à la hanche a permis de conclure que les joueurs de la cohorte "Douleur" généraient plus de puissance plus rapidement que les joueurs de la cohorte "Non douleur". Certaines tendances ont aussi été dégagées qui nécessiteraient un plus grand nombre de sujets dans chaque cohorte afin de les vérifier. Des différences nettes ont pu être observées au niveau des efforts intra-articulaires en coup droit où les joueurs de la cohorte "Douleur" avaient des valeurs supérieures à ceux de la cohorte "Non douleur". Ces différences permettaient d'expliquer la présence de douleurs et non pas de la diagnostiquer. En effet, il n'était pas possible de savoir si les limitations d'amplitude articulaire ou des efforts inférieurs étaient la cause de la pathologie ou une adaptation induite par celle-ci. Ces paramètres ne permettaient donc pas de détecter précocement les joueurs "à risque" mais il était intéressant de les suivre puisque l'on sait maintenant quels paramètres étaient les plus intéressants. En effet, les joueurs qui présentaient des douleurs avaient une cinématique différente de ceux qui n'en avaient pas, il serait alors possible qu'ils compensent leur manque de mobilité aux hanches par d'autres articulations. Des programmes de renforcement musculaires ciblés pour chaque joueur pourraient alors être développés pour leur permettre de compenser dès lors que des douleurs apparaissent.

Le critère de choix des cohortes s'est basé sur le fait que les joueurs présentaient ou non des douleurs au moment de l'acquisition. Ce critère pourrait évoluer. En effet, d'autres cohortes pourraient être définies en fonction de la présence de pathologies coxo-fémorales par exemple. Tous les joueurs de la cohorte "Douleur" présentaient cette déformation et un seul des joueurs de la cohorte "Non douleur" la présentait. Cependant la détection de ce type de déformation se faisait a posteriori par un médecin.

L'approche effectuée dans cette thèse se voulait individualisée avec les différentes personnalisations apportées au modèle musculo-squelettique, mais aussi globale lors de l'analyse des cohortes pour comparer les paramètres calculés. Les cohortes étaient faibles en nombre mais elles comportaient un panel de sujets variés en terme d'âge et de niveau, ainsi qu'en terme de présence de douleurs et de leur localisation. Si certaines différences n'ont pu être démontrées avec ce travail de thèse, une augmentation de la cohorte pourrait exacerber ces différences au niveau des comparaisons statistiques.

Les méthodes développées dans cette thèse pourraient être appliquées à d'autres articulations telles que le genou ou l'épaule mais aussi dans le cadre d'autres sports de pivot où la hanche est très sollicitée tels que la danse [Malkogeorgos, 2011], le hockey sur glace [Siebenrock et al., 2013], ou le basket [Begly et al., 2018] par exemple.

Un effort a été fait dans la transmission des informations obtenues lors de la mise en place du protocole ainsi que dans les développements réalisés grâce aux différentes conférences nationales et internationales dans lesquelles certaines parties de ces travaux de thèse ont pu être présentés. Les résultats ont aussi été communiqués auprès de la fédération, notamment au cours d'un congrès médical de la FFTT spécifique aux pathologies de hanche.

Les travaux sur les modèles musculo-squelettiques du membre inférieur évalués dans le cadre du tennis de table ont été valorisés sous la forme de publications internationales (une en tant que premier auteur et deux en tant que deuxième auteur) ainsi que par la participation à deux conférences internationales et deux nationales dont une qui a permis de remporter le prix jeune chercheur (SFTS 2019)(annexe B).

L'intégration des développements proposés dans la thèse aux activités de l'équipe "Sport, Mobilité, Handicap" de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak a pu être réalisée en travaillant conjointement avec Maxime Bourgain et Samuel Hybois en début de thèse puis avec Yoann Poulet et Camille Eyssartier, qui vont poursuivre les développements dans leurs projets respectifs.

Table des figures

I.1	Illustration d'un magazine de tennis de table de 1902 adapté de [Fritzwillian, 1902].	3
I.2	Illustration des effets de balle en tennis de table. À gauche l'effet coupé et à droite l'effet <i>topspin</i> . 1 : phase ascendante, 2 : phase de descente, 3 : rebond et accélération, 4 : bloc.	4
II.1	À gauche, vue de face en coupe de la hanche droite. Image provenant de Cardenas [2015]. À droite, vue de face en coupe de la hanche droite montrant la capsule articulaire entourant la hanche. Image provenant de [Bringer et al., 2018].	10
II.2	Degrés de liberté de la hanche. De gauche à droite : Extension, Flexion, Abduction, Adduction, Rotation interne et Rotation externe.	11
II.3	Description des muscles du membre inférieur en vue antérieure (à gauche) et postérieure (à droite). Images tirées du logiciel Visual Body Anatomy® .	12
II.4	Illustrations des différents types de conflit de hanche adaptées de Greiner [2018].	14

II.5	a) Déformation du col fémoral de type <i>pistol-grip</i> , adapté de [Doherty et al., 2008]. b) Angle cervico-diaphysaire. c) Définition de l'angle alpha adapté de Park et al. [2013]. La vue présentée est une vue transverse de la hanche.	16
III.1	Différents instants des phases du geste de frappe du tennis de table. a) Phase d'attente. b) Fin du <i>backswing</i> . c) Impact entre la balle et la raquette. d) Fin du <i>forward swing</i>	24
III.2	Salle d'analyse du mouvement avec à gauche le parquet en bois et à droite le sol PVC type Taraflex®	33
IV.1	Exemple d'organisation temporelle pour une demi-journée d'expérimentation avec quatre joueurs	42
IV.2	Photographie d'un sujet équipé des marqueurs, de face et de dos, ainsi que sa raquette.	47
IV.3	Placement des pieds des joueurs lors des acquisitions de tennis de table à l'IBHGC	48
IV.4	À gauche, stéréoradiographie d'un sujet en position standard EOS ; Au milieu, superposition des reconstructions 3D sur les clichés ; À droite, modèle géométrique 3D reconstruit.	50
IV.5	Illustration de la prise de clichés stéréoradiographiques supplémentaires pour identifier des marqueurs manquants sur la vue principale.	51
IV.6	Illustration du <i>workflow</i> permettant d'obtenir les valeurs de pression dans les hanches. Les encadrés bleus et verts correspondent aux acquisitions qu'ont fait les joueurs participants lors de l'étude : la capture du mouvement et la stéréoradiographie. Les encadrés orange et jaunes correspondent au traitement des données : personnalisation du modèle et traitement.	53
IV.7	Modèle générique en position statique visualisé avec OpenSim	55
IV.8	Illustrations des axes de la cheville. À gauche, l'axe de flexion adapté de Brockett and Chapman [2016], à droite, l'axe de Henke, image adaptée de Klein et al. [2008].	59

IV.9	À gauche, le modèle géométrique générique avec les muscles du modèle générique. Au milieu, le modèle géométrique personnalisé avec les muscles du modèle générique. À droite, le modèle géométrique personnalisé avec les trajets musculaires personnalisés.	62
V.1	Incertitude de reproductibilité (voir équation IV.4 page 45 sur les deux sessions et moyenne sur les deux sessions	70
V.2	Indicateur de constance dans le temps δ (équation IV.5 page 45) pour différentes mesures effectuées lors de l'examen fonctionnel de la hanche. Les lettres D et G correspondent respectivement au côté droit et gauche.	71
V.3	Incertitude globale ϵ (équation IV.6 page 45) pour différentes mesures effectuées lors de l'examen fonctionnel de la hanche. Les lettres D et G correspondent respectivement au côté droit et gauche.. . . .	71
V.4	À gauche, radiographie corps complet de face, au milieu zoom sur le bassin, à droite, rétro-projection du modèle "classique" sur la radio de face montrant l'anormalité de la partie latérale de la tête fémorale et constituant un profil favorable pour des conflits de type came.. . . .	78
VI.1	Détermination du centre de la raquette. Le point bleu représente le centre de l'ellipse, passant par les points choisis manuellement, et était défini comme le centre de la raquette.	87
VI.2	Images illustrant les zones définies sur le fémur et le bassin pour le calcul des rapprochements des butées.	90
VI.3	Création du cercle construit sur le fémur. À gauche, le maillage du fémur proximal. Au milieu, le cylindre créé à partir des points du col fémoral. À droite, le cercle représentant la zone	90
VI.4	Évolution de la norme de la vitesse linéaire de la raquette en fonction du geste de tennis de table pour les trois activités. Le trait vertical en pointillé représente l'instant de l'impact. L'instant 0 % correspond au début du <i>backward swing</i> et le 100 % à la fin du <i>forward swing</i>	91

VI.5	Évolution de la norme de la vitesse linéaire de la raquette en fonction du geste de tennis de table pour l'activité supplémentaire de <i>Topspin</i> sur une balle envoyée avec un effet coupé et réalisé une seule fois par échange. Le trait vertical en pointillé représente l'instant de l'impact..	93
VI.6	Évolution de la cinématique articulaire de la hanche en fonction du geste de tennis de table en coup droit pour un coup d'un joueur. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette..	94
VI.7	Comparaison des amplitudes de flexion/extension et de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes en coup droit.	96
VI.8	Évolution de la cinématique articulaire de la hanche en fonction du geste de tennis de table en pivot pour un coup d'un sujet. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette..	96
VI.9	Comparaison du maximum de flexion/extension et de la moyenne de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de pivot.	97
VI.10	Évolution de la cinématique articulaire des hanches d'un sujet lors d'un revers en fonction du geste de tennis de table en revers pour un coup d'un joueur. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette..	98
VI.11	Comparaison des amplitudes de flexion/extension et du maximum de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes lors du revers.	99
VI.12	Évolution du rapprochement des butées articulaires pour les trois activités en distinguant côté dominant et non dominant pour un coup d'un joueur. Le trait en pointillé représente l'instant de l'impact entre la balle et la raquette. 100	
VI.13	Valeur minimale de rapprochement des butées articulaires pour les trois activités, pour les deux cohortes en distinguant côté dominant et non dominant. 101	

VII.1	Évolution des moments à la hanche en fonction de l'évolution temporelle du geste de tennis de table en coup droit. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette. Fle : flexion, Ext : extension, RI : rotation interne, RE : rotation externe, Add : adduction, Abd : abduction.	113
VII.2	Comparaison des amplitudes de moment de flexion/extension et de de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de coup droit.. . . .	114
VII.3	Évolution des moments à la hanche en fonction de l'évolution du geste de tennis de table en pivot. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette. Fle : flexion, Ext : extension, RI : rotation interne, RE : rotation externe, Add : adduction, Abd : abduction.. . . .	115
VII.4	Comparaison des maximum de moment de flexion/extension et de de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de pivot.	116
VII.5	Évolution des moments à la hanche en fonction de l'évolution du geste de tennis de table en revers. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette. Fle : flexion, Ext : extension, RI : rotation interne, RE : rotation externe, Add : adduction, Abd : abduction..	117
VII.6	Comparaison des amplitudes de moment de flexion/extension et de de rotation interne/externe pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de revers.	118
VII.7	Évolution de la puissance à la hanche en fonction du geste de tennis de table en coup droit. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette. Fle : flexion, Ext : extension, RI : rotation interne, RE : rotation externe, Add : adduction, Abd : abduction.	119
VII.8	Valeur maximale de puissance aux hanches pour les trois activités et pour les deux cohortes.. . . .	119
VII.9	Valeur maximale de travail mécanique aux hanches pour les trois activités et pour les deux cohortes.	122

VIII.1	Extrait du cours de Sciences de l'ingénieur sur la théorie de Hertz [Pinault-Bigeard, 2010].	133
VIII.2	Évolution des efforts de contact aux hanches en fonction du geste de tennis de table en coup droit pour un coup d'un joueur. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.. . . .	135
VIII.3	Comparaison des maxima de la norme des forces de contact et de l'effort de contact vertical pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de coup droit.. . . .	136
VIII.4	Évolution des efforts de contact aux hanches en fonction du geste de tennis de table en pivot pour un coup d'un joueur. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.	138
VIII.5	Comparaison des maxima de la norme des forces de contact et de l'effort de contact vertical pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de pivot.	139
VIII.6	Évolution des efforts de contact aux hanches en fonction du geste de tennis de table en revers. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.	140
VIII.7	Comparaison des maxima de la norme des forces de contact et de l'effort de contact vertical pour les deux hanches et pour les deux cohortes pour l'activité de revers.	141
VIII.8	Évolution de la pression locale aux hanches en fonction de l'évolution du geste de tennis de table pour les trois activités étudiées. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette..	142
VIII.9	Comparaison de la pression locale maximale aux hanches entre les deux cohortes pour les trois activités étudiées.	143
VIII.10	Évolution du critère PV en fonction du geste de tennis de table en coup droit. Le trait en pointillé correspond à l'instant de l'impact entre la balle et la raquette.	145
VIII.11	Comparaison du critère PV pour les hanches entre les deux cohortes pour les trois activités étudiées.	146

A.1	Résultats de l'analyse de sensibilité du modèle musculo-squelettique avec la <i>Morris Screening Method</i> pour les efforts de contact. La hanche droite est en haut avec les axes X, Y et Z et la hanche gauche en bas. Chaque numéro correspond à un paramètre d'entrée. Le trait vertical noir correspond à $0.25 \times \max(\sigma_i)$ et le trait vertical rouge pointillé à $0.75 \times \max(\sigma_i)$	192
A.2	Illustration de la PAA adaptée de Senin [2016]	194
A.3	Illustration de l'algorithme SAX. Le signal était normalisé (<i>Z-normalization</i>) puis sous-échantillonné avec l'algorithme PAA. Chaque signal était alors transformé en mot avec la SAX..	194
A.4	Illustration de l'obtention des mots caractérisant les intervalles de temps	195
A.5	Illustration des différentes bases de projections décrites pour l'articulation du genou. Image adaptée de [Nichols and O'Reilly, 2015].	196
A.6	Illustration des différentes bases d'expression décrites pour la hanche.	198
A.7	Résultats du plan d'expérience complet sur la théorie de Hertz. Chaque point représente la valeur moyenne de la pression locale maximale calculée pour le niveau et le paramètre considéré. Le double trait plein correspond à la valeur moyenne sur toutes les expériences..	200

Liste des tableaux

III.1	Tableau récapitulatif des articles de cinématique	26
III.2	Tableau récapitulatif des articles de dynamique	28
III.3	Tableau récapitulatif des articles sur les activations musculaires	28
V.1	Caractéristiques des participants à l'étude. N/A : non applicable, H : Homme, F : Femme, D : Droite, G : Gauche, DG : Droite et gauche.	75
V.2	Caractéristiques des sujets faisant partie des cohortes "douleur" et "non douleur"	76
V.3	Amplitude de mouvement des hanches sous sollicitation passive pour les cohortes avec et sans douleur. RI : rotation interne, RE : rotation externe, DV : décubitus ventral, AS : Assis. Ext. : Extension, Fle. : Flexion, Abd. : Abduction	77
V.4	Amplitude de mouvement du rachis lors de l'examen clinique	77
V.5	Valeurs des paramètres pelviens, acétabulaires et du fémur proximal pour les groupes avec et sans douleur. CD : Côté Dominant, CND : Côté Non Dominant, TF : tête fémorale	80

V.6	Comparaison des paramètres morphologiques entre le côté où les joueurs présentent des douleurs et celui où ils n'en ont pas.	80
VI.1	Moyenne et écart-type des vitesses maximales de raquette pour tous les sujets pour les trois activités étudiées.	91
A.1	Définition des paramètres morphologiques du fémur proximal extraits de la fiche clinique obtenue à la suite de la reconstruction EOS	185
A.2	Définition des paramètres positionnels du bassin extraits de la fiche clinique obtenue à la suite de la reconstruction EOS	186
A.3	Marqueurs utilisés, segments associés, localisations, poids cinématiques et poids statiques	188
A.4	Niveaux des paramètres pour le plan d'expérience.	199
A.5	Valeurs nominales des paramètres de la méthode de Monte-Carlo et variation de chaque paramètre.	201
A.6	Valeur moyenne et écart-type obtenu avec la méthode de Monte-Carlo sur la pression locale maximale.	201
A.7	Liste des abréviations utilisées dans cette partie.	203
A.8	Angles articulaires pour le coup droit pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en degrés. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	204
A.9	Angles articulaires pour le pivot pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en degrés. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	205
A.10	Angles articulaires pour le revers pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en degrés. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	206

A.11	Rapprochement des butées articulaires pour le coup droit pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en millimètres. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	207
A.12	Rapprochement des butées articulaires pour le pivot pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en millimètres. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	207
A.13	Rapprochement des butées articulaires pour le revers pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en millimètres. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	208
A.14	Moments inter-segmentaires pour le coup droit pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $Nm.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	210
A.15	Moments inter-segmentaires pour le pivot pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $Nm.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	211
A.16	Moments inter-segmentaires pour le revers pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $Nm.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	212
A.17	Puissance à la hanche pour le coup droit en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $W.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés. . . .	213
A.18	Puissance à la hanche pour le pivot en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $W.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	213

A.19	Puissance à la hanche pour le revers en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $W.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	214
A.20	Travail mécanique à la hanche pour la phase de <i>forward swing</i> et de frappe du coup droit en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $J.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	215
A.21	Travail mécanique à la hanche pour la phase de <i>forward swing</i> et de frappe du pivot en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $J.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	216
A.22	Travail mécanique à la hanche pour la phase de <i>forward swing</i> et de frappe du revers en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $J.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	217
A.23	Efforts de contact pour le coup droit pour les trois axes du repère de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés. . . .	219
A.24	Efforts de contact pour le pivot pour les trois axes du repère de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	220
A.25	Efforts de contact pour le revers pour les trois axes du repère de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	221
A.26	Pression maximale aux hanches obtenue avec la théorie de Hertz pour le coup droit en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés. . . .	222
A.27	Pression maximale aux hanches obtenue avec la théorie de Hertz pour le pivot en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	222

A.28	Pression maximale aux hanches obtenue avec la théorie de Hertz pour le revers en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés. . . .	223
A.29	Critère PV appliqué aux hanches pour le coup droit en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	223
A.30	Critère PV appliqué aux hanches pour le pivot en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	224
A.31	Critère PV appliqué aux hanches pour le revers en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.	224

ANNEXE A

Annexes techniques

A.1 Physiologie et tennis de table

A.1.1 Méthode

Pour la physiologie, la première requête envoyée était "Table Tennis AND Physiology". Après avoir appliqué la même méthode que précédemment, la requête finale était :

“table tennis” AND (physiolog* OR "athletic performance" OR "exercise test" OR metabolism OR aerobic OR anaerobic OR "oxygen consumption" OR neurolog* OR "motion perception").

Les articles traitant de réponses physiologiques, de demande énergétique, de métabolisme aérobique ou anaérobique, de comportement ophtalmique, de temps de réaction, et de perception du mouvement ont été inclus. Les articles traitant des sujets suivants ont été exclus : psychologie, étude de la performance seule, et la mention du tennis de table dans l'étude en tant qu'exemple.

Les catégories choisies étaient alors l'analyse cardiorespiratoire (demande physiologique, test physiologiques spécifiques au tennis de table, description temporelle etc.), la neurophysiologie (temps de réaction, perception visuelle, auditive, et kinesthésique, activité cérébrale, coordination œil-main etc.), et la physiologie ophtalmique (performances visuelles, comportement visuel, stratégies du regard etc.).

La recherche initiale sur les bases de données a permis d'identifier 196 articles. Après inclusion en fonction des critères définis précédemment, quarante ont été conservés. Onze articles ont été classés dans la catégorie "analyse cardiorespiratoire", dix-sept dans la catégorie "neuro-physiologie", et douze dans la catégorie "physiologie ophtalmique".

A.1.2 Analyse cardiorespiratoire

Les articles considérés dans cette partie traitaient de la demande physiologique, des caractéristiques temporelles, et le développement d'un test physiologique spécifique au tennis de table.

Il a été montré que la durée des points était courte (3.5 secondes en moyenne) et

qu'ils étaient entrecoupés de courtes pauses (de 8 à 20 secondes) mais que cela résultait en un ratio effort-repos (E/R, ratio du temps d'effort sur le temps de repos) inférieur à 1. De plus, les joueurs élités (de niveau national et international) présentaient un rapport E/R plus faible que les joueurs avec une expérience régionale, qui était dû à de plus longs temps de repos [Zagatto et al., 2008].

Cette spécificité temporelle du tennis de table résultait en une demande physiologique complexe avec un profil intermittent. Certains auteurs ont montré que la demande métabolique était principalement aérobie (96.5%), complétée avec une contribution mineure de la dégradation de la phosphocréatine (2.5%) et de l'énergie provenant de la filière glycolytique (1%). Cependant, à haut niveau, la contribution de la dégradation de la phosphocréatine, pour les joueurs élités, était prédominante alors que le système aérobie était utilisé pour la récupération des réserves anaérobiques, utilisés lors de longs échanges [Kondric et al., 2013]. Aussi, un point de compensation respiratoire (RCP : *respiratory compensation point*), défini comme le point d'augmentation à la fois de la ventilation équivalente de O₂ (V_E/V_{O_2}) et de CO₂ (V_E/V_{CO_2}) a été trouvé plus important chez les joueurs élités. Ce phénomène était expliqué par un plus haut taux de récupération d'énergie lors des périodes de repos, ce qui permettait au joueurs de maintenir une haute intensité. Aucune différence au niveau du rythme cardiaque, de la consommation d'oxygène, et de la concentration de lactate dans le sang n'a été trouvée entre les joueurs de niveau élités et régionaux [Kondric et al., 2013]. Malgré la haute intensité des échanges chez les joueurs élités, le temps de repos plus important leur permettait de récupérer.

Puisque la demande métabolique du tennis de table était complexe, dû à la nature intermittente de l'activité, certains auteurs ont tenté de développer des tests physiologiques spécifiques au tennis de table. En effet, parmi les paramètres mesurés durant des tests classiques de VO₂ maximale (i.e. sur un tapis roulant ou un ergocycle), seule la concentration en lactates sanguins était liée à la performance en tennis de table [Zagatto et al., 2008]. Des tests spécifiques incrémentaux avec un robot lanceur de balles ont été développés pour tester l'absorption maximale d'oxygène durant la pratique du tennis de table. Cependant, les données de rythme cardiaque, de consommation de VO₂, de quotient respiratoire et de concentration de lactates ne correspondaient pas à celles obtenues lors des tests physiologiques de course, de vélo ou de rameur [Zagatto et al., 2008]. Une des principales limites étaient l'incapacité d'obtenir les valeurs de concentration de lactate

et de VO_2 maximales. D'après ces auteurs, il était nécessaire de poursuivre les recherches dans ce domaine afin de développer un test spécifique de la physiologie du tennis de table.

Étudier la demande énergétique et le niveau d'activité physique était aussi un sujet important pour la gestion nutritionnelle d'un athlète. D'après le *Compendium of Physical Activities*, le tennis de table était catégorisé comme une activité physique modérée avec un équivalent métabolique (MET) de 4.0, similaire au volleyball ou au baseball. Cependant, en utilisant une méthode de calorimétrie indirecte (i.e. la méthode de l'eau doublement marquée), Sagayama et al. [Sagayama et al., 2019] ont montré que la demande énergétique du tennis de table était sous-estimée. En effet, il a été montré que la demande énergétique chez des jeunes joueurs élités était évaluée à 8 MET lors de séances d'entraînement intenses [Sperlich et al., 2011]. Le tennis de table a alors une demande énergétique équivalente aux autres sports de raquette (tennis, squash...) [Ainsworth et al., 2011].

En résumé, la réussite en tennis de table nécessite la capacité de réaliser des efforts intenses et de récupérer rapidement entre les échanges et les matchs, afin de maintenir à la fois une haute intensité physique et des fonctions cognitives élevées tout le long du tournoi [Kondrič et al., 2013]. Les méthodes d'évaluation de la fonction cardiorespiratoire classiques ne permettent pas de distinguer le niveau des joueurs à cause de la demande intermittente et intense du tennis de table. De ce fait, les études futures pourraient évaluer la demande énergétique du tennis de table grâce à l'énergie mécanique qui pourrait être plus pertinente puisque l'énergie mécanique est en lien direct et instantané avec la demande physiologique, contrairement aux échanges et à la consommation d' O_2 .

A.1.3 Neurophysiologie

Les articles de cette catégorie traitaient principalement du temps de réaction, de la perception visuelle, auditive et haptique (i.e. kinesthésique), de l'activité cérébrale et de la coordination œil-main.

Concernant le temps de réaction, certains auteurs ont montré que le temps de réaction et de réponse étaient réduits chez les joueurs de tennis de table par rapport à une population ne pratiquant pas ce sport [Padulo et al., 2016]. Selon ces auteurs, cela démontrait que les joueurs élités utilisaient des ressources cognitives, perceptives et motrices pour produire de rapides mouvements de la raquette, ce qui était un facteur clé pour ré-

duire le temps disponible pour que l'adversaire réagisse. D'autres auteurs ont trouvé que les joueurs élités de tennis de table avaient une meilleure réactivité aux stimulations que la population de contrôle [Hung et al., 2004], ce qui suggérait l'utilisation d'une stratégie de compensation en préparant leurs réponses motrices à des événements très probables tout en consacrant plus leur attention visuelle sur un événement futur moins probable. Un avantage visio-spatial en termes de temps de réponse a aussi été trouvé pour des sujets ayant une latéralité croisée œil-main car les connexions fonctionnelles entre les données visuelles et les sorties motrices n'impliquaient qu'un hémisphère [Azémar et al., 2008], ce qui économise 30 ms de transfert hémisphérique. Finalement, aucun effet de la personnalité (introvertie *versus* extravertie) n'a été trouvé ni au niveau du temps de réaction ni au niveau des aspects directionnels de la trajectoire de la balle [Whiting and Hutt, 1972].

Concernant la perception visuelle, auditive, et haptique, il a été montré que les joueurs de tennis de table utilisaient des informations visuelles basées sur leur adversaire pour prédire la trajectoire de la balle [Streuber et al., 2012]. D'après certains auteurs, ces prédictions étaient en accord avec des théories actuelles d'action commune, autrement dit, une théorie de codage commun (i.e. qui suggérait un lien direct entre observation et exécution sans recourir à des processus cognitifs entre temps [Dayan et al., 2007]). Dans ce cas, le contrôle du mouvement du bras était couplé avec des informations visuelles du corps de l'adversaire [Streuber et al., 2012]. En se basant sur des IRM fonctionnelles, il a été montré que les performances d'anticipation étaient améliorées quand les stimulations visuelles étaient accompagnées de stimulation auditives, i.e. le son de la balle sur la raquette [Bischoff et al., 2014]. La perception proprioceptive a aussi été trouvée meilleure chez les joueurs élités en comparaison à des novices, ce qui était expliqué par une variabilité fonctionnelle de sous-systèmes proprioceptifs afférents [Park and Kim, 2014]. Certains auteurs ont évalué l'intérêt de faire rebondir la balle sur la raquette ou de la maintenir sur la raquette pour la détection de talents. Cependant, même si ces compétences fondamentales facilitaient l'apprentissage de gestes plus spécifiques du tennis de table, ils jouaient un rôle limité dans la performance en tennis de table [Toriola et al., 2004]. Par ailleurs, il a été montré que l'imagerie mentale pouvait améliorer la performance et qu'elle était plus efficace si les joueurs parvenaient à construire une représentation mentale avec des stimulations environnementales appropriées (telles que kinesthésique ou auditive) [Guillot et al., 2005].

Concernant l'activité cérébrale, il a été montré qu'une habileté motrice élevée en tennis de table requiert une demande attentionnelle élevée, qui était associée à une excitabilité concentrée sur le cortex moteur lors de la réaction, de la préparation du mouvement, et de l'exécution. Ces auteurs suggéraient qu'une plus faible activation du réseau d'attention fronto-pariétal était nécessaire pour devenir un champion du monde [Wolf et al., 2014]. De plus, des individus talentueux ont présenté moins d'activation corticale lors de l'élaboration de compétences devenues automatiques, ce qui réfèrait à l'hypothèse d'une efficacité neurologique (*neural efficiency hypothesis*). En effet, les joueurs experts semblaient avoir moins de désynchronisation de l'activité de l'hémisphère gauche du cerveau, et des activités cérébrales plus cohérentes entre des fluctuations du cortex pré-moteur et fronto-temporal sur l'hémisphère droit [Wolf et al., 2015]. Ces auteurs ont fait l'hypothèse qu'il y a moins d'interférences entre les mécanismes verbaux-analytiques et de contrôle moteur chez les joueurs susceptibles d'accéder au haut niveau et que cela pouvait favoriser l'état de "*flow experience*" [Wolf et al., 2015]. Une autre étude a trouvé que les joueurs élites et sous-élites avaient des scores au dessus de la moyenne pour des fonctions cognitives de haut niveau tel que la mémoire de travail (mémoire à court terme), le contrôle inhibiteur (capacité à inhiber les réponses naturelles et habituelles), et la flexibilité cognitive (capacité à changer d'attention) [Elferink-Gemser et al., 2018]. Finalement, il a été trouvé que l'anxiété nuisait à la performance et à l'efficacité [Williams et al., 2002]; et les diminutions étaient plus prononcées lors de travaux de mémoire de haut niveau.

Concernant la coordination motrice, certains auteurs suggéraient que la coordination œil-main pourrait être utilisée pour l'identification de talents [Faber et al., 2014]. En particulier, ils ont proposé de tester les enfants en leur demandant de lancer une balle de tennis de table contre un plan de table placé verticalement (placé à un mètre) avec une main et de la rattraper avec l'autre main autant de fois que possible en trente secondes. Cependant, ils ont aussi suggéré que des études longitudinales ont besoin d'être réalisées pour évaluer la valeur prédictive de ce test. Une autre étude s'était focalisée sur la coordination de la tête, de l'œil et du bras sous différentes contraintes temporelles et ils ont trouvé un couplage fonctionnel entre la perception et l'action lors d'actions contraintes dans le temps [Rodrigues et al., 2002]. Des adaptations étaient observées sur le mouvement du regard, de la tête et de la main lors de la modification du timing des signaux. Lors des signaux tardifs, même l'adaptation des joueurs experts ne suffisait pas pour préserver la

précision du coup. De plus, il a été montré que la fatigue mentale diminuait la vitesse de la balle et la précision du coup [Le Mansec et al., 2018]. Aune et al. [Aune et al., 2008] ont aussi montré que la précision des joueurs professionnels était moins affectée par la fatigue que les joueurs d'un moins bon niveau car les joueurs professionnels parvenaient à adapter leur geste, ce qui sollicitait les muscles différemment. Ce changement de recrutement de muscles pourrait limiter localement la fatigue musculaire.

A.1.4 Physiologie ophtalmique

Les articles de cette catégorie traitaient principalement de performances visuelles, de comportement visuel, et de stratégie du regard lors d'échanges en tennis de table.

Du fait de la vitesse de la balle élevée et de trajectoires spécifiques (en fonction de la rotation de la balle), les joueurs de tennis de table avaient besoin d'entraîner leur compétences visuelles. Des tests ophtalmiques ont montré que les joueurs de haut niveau possédaient une meilleure acuité visuelle dynamique, un champ de vision plus important et une reconnaissance accrue des cibles périphériques que la population moyenne [Hughes et al., 1993]. Ces compétences étaient utiles pour les joueurs de haut niveau afin de diminuer le nombre d'informations à traiter. La répétition des sessions d'entraînement permettait aux joueurs d'utiliser leur vision périphérique pour obtenir des informations utiles et de garder leur fovéa proche des points d'intérêt. Ce faisant, les joueurs experts étaient capables de diminuer le nombre de points de fixation pour créer une représentation cohérente du coup effectué par leur adversaire [Piras et al., 2016]. Les joueurs de haut niveau ont aussi montré une meilleure adaptation aux demandes perceptuelles résultant de trajectoires de balles variées et décélérantes [Ripoll and Latiri, 1997; Zhao et al., 2018] et aux stimulations à vitesse précise dans des timing d'anticipation-coïncidence. En réponse à des stimulations à vitesse précise, les joueurs de tennis de table ont montré une meilleure précision dans le timing d'anticipation que les joueurs de tennis ou de badminton [Akpınar et al., 2012], ce qui pourrait être lié aux caractéristiques de l'objet volant.

De plus, le joueur de tennis de table ne visualisait pas l'entièreté de la scène et de l'action car il avait besoin de sélectionner des informations critiques parmi les nombreuses informations disponibles de son environnement afin de produire une réponse adéquate. Les joueurs de tennis de table experts concentraient leur regard sur des petites zones ce qui

suggérait une attention accrue sur la balle et l'adversaire, et moins de considération pour les zones environnantes [Streuber et al., 2012; Piras et al., 2017]. Leur variabilité spatiale était aussi plus réduite au point de contact entre la balle et la raquette que lors du début du mouvement [Bootsma et al., 2010]. Aussi, ils utilisaient moins de fixations de longue durée [Piras et al., 2016] sur des domaines d'intérêt mais avec une variabilité de direction plus réduite [Piras et al., 2017]. Le regard était composé de saccades (endroit où les yeux fixent l'objet) et de micro-saccades qui indiquaient l'endroit où le cerveau se concentrait inconsciemment [Ripoll and Fleurance, 1988]. L'étude des micro-saccades a montré que les joueurs de haut niveau avaient plus de micro-saccades que les joueurs novices après le rebond de la balle mais d'une durée et amplitude plus importante afin de déterminer les actions motrices de l'adversaire plus tôt. Finalement, l'orientation des micro-saccades était conditionnée par des objets qui attiraient l'attention visuelle et non par la direction dans laquelle l'action va être réalisée [Piras et al., 2015]. L'analyse de la stratégie visuelle a montré que les joueurs élites se concentraient sur le corps de l'adversaire jusqu'à après le contact entre la balle et la raquette [Piras et al., 2016]. La fixation sur l'adversaire était systématique lors des matchs mais pas lors des sessions de coup droit avant le match. Une fois que l'adversaire a frappé la balle, seul le début de la trajectoire de la balle était analysé par le joueur [Ripoll and Fleurance, 1988]. Il a aussi été montré que les joueurs élites suivaient la balle plus tôt pendant le vol de la balle et qu'ils gardaient leur regard stable sur un emplacement précis, en avance par rapport à la frappe [Rodrigues et al., 2002; Ripoll and Fleurance, 1988]. De plus, les stratégies de recherche visuelle étaient différentes en fonction du type de coup, à la fois au niveau de la zone de concentration sur l'adversaire [Piras et al., 2016] et sur le temps de fixation sur la balle [Ripoll and Fleurance, 1988]. En effet, lors de coups droit, les joueurs experts se focalisaient sur des signaux distaux (i.e. le bras) alors qu'ils se focalisaient sur des signaux proximaux (i.e. le tronc) lors des revers [Piras et al., 2016]. Aussi, les joueurs suivaient la balle plus souvent et pour de plus longues périodes lors de revers plutôt que lors de coups droit [Ripoll, 1989].

Finalement, Rodrigues et al. [Rodrigues et al., 2002] ont montré que le niveau de performance dépendait du temps durant lequel les joueurs se focalisent sur l'endroit où retourner la balle, qui était appelé le "*quiet eye duration*". Les joueurs de haut niveau pouvaient réduire cette durée et compenser avec une réduction de la vitesse du bras à

l'impact afin de maintenir un certain niveau de précision dans la frappe. Cependant, il y avait une limite à cette restriction de la durée et une information trop tardive résultait en une diminution de la précision de la frappe. Bootsma et al. [Bootsma et al., 2010] ont montré qu'une fois que les joueurs ont commencé leur gestes pour renvoyer la balle, ils n'avaient plus besoin d'informations visuelles supplémentaires pour finir le coup. Ces résultats montraient que l'entraînement a besoin d'être aussi intensif que les matchs afin de travailler à la prise d'informations avec la même temporalité.

A.1.5 Conclusion sur la physiologie du tennis de table

L'analyse de la littérature concernant la physiologie du tennis de table a révélé que ce sport était considéré comme intermittent avec des phases à haute intensité (3.5 secondes en moyenne) mais avec des phases de repos. Cela résultait en une demande physiologique complexe où la contribution de la dégradation de la phosphocréatine était essentielle pour la performance. Les changements dans les règles du tennis de table qui ont abouti à des limitations du temps de repos entre les points ont donc conduit à des changements dans la physiologie de ce sport, en particulier avec l'augmentation de la contribution du système anaérobie.

De plus, puisque la demande physiologique est complexe, les tests physiologiques spécifiques n'étaient pas assez discriminatoires en terme de performance dans la mesure où ils ne la caractérisaient pas mieux que les tests classiques tels que sur vélo ou sur tapis de course. Comme l'énergie mécanique est une caractéristique instantanée du travail musculaire, les études biomécaniques pourraient se révéler efficaces pour étudier la physiologie du tennis de table. Cependant, ces méthodes nécessitent des outils coûteux incluant des plateformes de force et des systèmes de capture du mouvement. De plus, cela nécessiterait une évaluation précise des paramètres inertiels segmentaires de chaque individu, qui reste un défi dans le domaine de la biomécanique.

A.2 Examen clinique



Examen Clinique du pongiste

Date : _____

Nom : _____

Prénom : _____

Sexe : Féminin Masculin

• Pôle Espoir Lequel : _____ Date d'entrée : _____ Durée : _____

• Pôle France Lequel : _____ Date d'entrée : _____ Durée : _____

• INSEP Date d'entrée : _____ Durée : _____

Poids : _____ Taille : _____ IMC : _____

Latéralité : Droitier Gaucher

Anamnèse:

SF hanche	ATCD		Lors de l'examen clinique	
	Droite	Gauche	Droite	Gauche
Douleur inflammatoire				
Douleur mécanique				
Douleur mixte				
Raideur				
Blocage				
Craquement				
SF rachis				
Lombalgie				
Radiculalgie				

Signes physiques:

1. Debout:

Boiterie à la marche Oui Non

Pieds (examen sur podoscope) : Plats Creux Équilibrés

Profil : Recurvatum de genou G D Non

Flessum de genou G D Non

Face : Genu varum si oui __ TD

Normo-axé

Genu valgum (genoux serrés, mesure au niveau des malléoles internes) si oui __ TD

(Direction des rotules: Normoaxées Bascule interne

Trouble de torsion : oui non

Amplitudes articulaires du rachis :

Antéflexion :

Schöber 10+ ____cm

Distance doigts-sol ____cm

Douleur oui non

Inclinaison latérale gauche

Limitation oui non

Douleur oui non

Rotation latérale gauche

Limitation oui non

Douleur oui non

Extension

Limitation oui non

Douleur oui non

Inclinaison latérale droite

Limitation oui non

Douleur oui non


Rotation latérale droite

Limitation oui non

Douleur oui non

2. Sur table:

A. Amplitudes articulaires de la hanche

		Mesure (à 5° près)		Douleur (cocher si oui)			
		D	G	D	G		
Flexion		DD, jambe controlatérale en extension à plat sur la table, dos à plat sur la table, patient tenant son genou fléchi		_____°	_____°		
Abduction		DD, MI en extension, abduction MI. Mesure de l'angle entre l'axe des 2 EIAS et l'axe de la cuisse, moins 90°		_____°	_____°		

		Mesure (à 5° près)		Douleur (cocher si oui)	
		D	G	D	G
Rotation interne	Assis en bord de table, cuisses serrées, RI du MI	___°	___°		
	DV, cuisses serrées, RI du MI. Mesure de la distance malléole externe/table	___°	___°		
Rotation externe	DV, en bord de table calé contre l'examineur, écartement des MI de la largeur des épaules (inclinomètre)	___°	___°		
	Assis en bord de table, cuisses serrées, RE du MI (inclinomètre)	___°	___°		
Extension	DV, flexion de genou 90°, maintien du bassin	___°	___°		

B. Tests spécifiques



FADRI : flexion-adduction-rotation interne : Douleur oui non

FABER : flexion-abduction-rotation externe : Douleur oui non

C. Bilan musculaire:

a. Force musculaire: évaluation par dynamomètre à main, à placer proche du genou.

		Mesure		Douleur (cocher si oui)	
		Droite	Gauche	Droite	Gauche
Fléchisseurs de hanche	DD, genou fléchi à 90°	___ N	___ N		
	DD, genou tendu	___ N	___ N		
Extenseurs de hanche	DV, genou fléchi à 90°	___ N	___ N		
	DV, genou tendu	___ N	___ N		
Abducteurs	Assis bord de table, position neutre	___ N	___ N		
Adducteurs	Assis bord de table, position neutre	___ N	___ N		
	DD, genou et hanche fléchis, avant-bras positionné entre les genoux, dynamomètre dans la main, « serrez les genoux »)	___ N			

		Mesure	Douleur (cocher si oui)
<p>Abdominaux</p> 	<p>Test de Shirado-ito : DD flexion hanches et genoux à 90°, MI séparés l'un de l'autre, décoller les omoplates de la table, mains placées derrière la nuque (et non la tête), coudes en arrière. Maintenir le plus longtemps possible la position</p>	<p>___ secondes</p>	
<p>Lombaires</p> 	<p>Test de Sørensen : DV, tronc dans le vide, MI maintenus, bras croisés sur la poitrine. Maintenir le plus longtemps possible son tronc en position horizontale</p>	<p>___ secondes</p>	

b. Extensibilité musculaire:

1. Chaîne antérieure des MI :

Quadriceps : Distance talon-fesse G ___ cm; D ___ cm (à côté à 5 cms près : 0, 5, 10, 15, 20)

Psoas : (s'allonger en fixant les ischions contre le bord de la table puis flexion de cuisse pour extension de hanche controlatérale en bout de table avec appui sur la cuisse homolatérale).

Raideur oui non

Douleur oui non

2. Chaîne postérieure des MI (DD, jambe tendue, flexion de hanche en maintenant extension du genou) :

Angle axe de la jambe / table : G ___ ° D ___ °

3. Loge interne (DD, genou fléchi, pied posé sur la table, abduction du genou avec contre appui manuel sur EIAS controlatérale) :

Distance condyle externe / table : G ___ cm D ___ cm

D. Rachis:

Palpation des épineuses : Douleur oui non . Si oui, épineuse ___

Palpation des sacro-iliaques : Douleur oui non

A.3 Mouvements fonctionnels

Liste des mouvements fonctionnels à effectuer

Placer le sujet sur les plateformes 1&2

- Poignet droit puis gauche :
 - o Flexion/extension
 - o Déviation
- Coude droit puis gauche :
 - o Flexion/extension
 - o Pronation/supination
- Épaule droite puis gauche :
 - o Étoile à 45°
 - o Étoile à 90°
 - o Élévation
 - o Protraction/rétraction
- Épaules :
 - o Mobiliser les épaules aléatoirement et rapidement
- Cou :
 - o Flexion/extension
 - o Rotation interne/externe
 - o Inclinaison
- Tronc :
 - o Flexion/extension
 - o Rotation interne/externe
 - o Inclinaison
- Hanche droite puis gauche :
 - o Étoile
- Genou droit puis gauche :
 - o Flexion/extension
- Cheville droite puis gauche :
 - o Flexion/extension
 - o Déviation
- Tout :
 - o Refaire tout ce qui vient d'être fait mais rapidement
- Saut :
 - o Faire attention de bien retomber sur les plateformes
- Saut avec demi-tour (optionnel) :
 - o Faire attention de bien retomber sur les plateformes

Si tout est fait et qu'il n'y a pas eu d'erreur au niveau de VICON, il devrait y avoir 34 acquisitions

A.4 Définition des paramètres morphologiques

Tableau A.1 – Définition des paramètres morphologiques du fémur proximal extraits de la fiche clinique obtenue à la suite de la reconstruction EOS

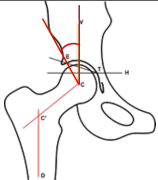


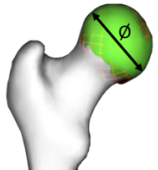
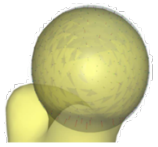
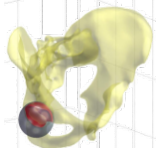
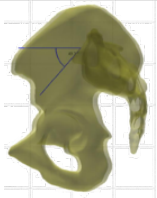
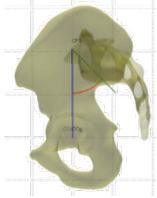
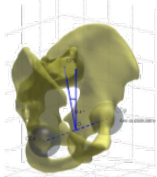
Nom paramètre	Représentation	Description
Angle de couverture		Angle sur la figure, représentant la couverture de l'acétabulum sur la tête fémorale
Angle fémoral mécanique		Angle mesuré entre l'axe mécanique du fémur et la ligne bicondylienne
Angle Idelberg Frank		Angle défini sur la figure, définissant l'ouverture de l'acétabulum
Diamètre TF		Diamètre de la sphère aux moindres carrées calculée à partir des points de la tête fémorale
Indice de sphéricité TF		Distance entre les points de la tête fémorale et la sphère aux moindres carrées calculée à partir des points de la tête fémorale
Recouvrement TF		Pourcentage de la tête fémorale recouverte par l'acétabulum

Tableau A.2 – Définition des paramètres positionnels du bassin extraits de la fiche clinique obtenue à la suite de la reconstruction EOS

Nom paramètre	Représentation	Description
Pente sacrée		Angle formé par une tangente au plateau supérieur de S1 et l'horizontale
Incidence pelvienne		Angle entre une perpendiculaire au plateau sacré et la ligne passant par le centre du plateau sacré et le milieu des têtes fémorales
Version pelvienne		Angle entre la verticale et la ligne passant par le centre du plateau sacré et le centre de têtes fémorales

A.5 Poids des marqueurs pour l'analyse statique et cinématique

Les poids des marqueurs sont définis afin d'être utilisés dans le traitement à la fois dans la partie de mise à l'échelle du modèle générique (partie IV.4.3 page 57) et lors de l'étape d'optimisation cinématique (partie VI.2.1 page 85) où ils viennent pondérer chaque marqueur selon la formule :

$$\min_q \sum_{i \in \text{marqueurs}} \omega_i |\mathbf{x}_i^{\text{exp}} - \mathbf{x}_i(\mathbf{q})|^2 \quad (\text{A.1})$$

Où ω_i désigne le poids associé à chaque marqueur, $\mathbf{x}_i^{\text{exp}}$ les coordonnées des marqueurs réels, $\mathbf{x}_i(\mathbf{q})$ celles des marqueurs reconstruits et q les coordonnées généralisées.

Segment	Marqueur	Position	Poids cinématique	Poids statique
Tête	MTTETE	Marqueur technique de la tête	0	0
	TEMP(D/G)	Os temporal droit/gauche	0	0
	OCC(D/G)	Os occipital droit/gauche	0	0
Tronc	C7	7ème vertèbre cervicale	10	10
	T8	8ème vertèbre thoracique	10	2
	T12	12ème vertèbre thoracique	10	2
	MAN	Manubrium	10	10
	XYP	Processus xyphoïde	10	5
	COT(D/G)	6ème côté droite/gauche	5	0
Scapula	SCAP(D/G)L	Épine de la scapula droite/gauche	6	0
	SCAP(D/G)H		6	0
	SCAP(D/G)B		6	0
	AC(D/G)	Acromion droit/gauche	10	10
Clavicule	CLAV(D/G)	Centre de la clavicule droite/gauche	10	0
Bras	BHA(D/G)	Ancillaire bras droit/gauche	0	0
	BHP(D/G)		0	0
	BBA(D/G)		0	0
	BBP(D/G)	0	0	
	EL(D/G)	Epicondyle latéral du coude droit/gauche	10	10
	EM(D/G)	Epidoncycle médial du coude droit/gauche	0	0
Avant-bras	MTR(D/G)	Marqueur technique du radius droit/gauche	5	0
	PSU(D/G)	Processus styloïde ulnaire droit/gauche	10	10
	PSR(D/G)	Processus styloïde radial droit/gauche	10	10
Main	MC2(D/G)	2ème métacarpe droit/gauche	10	10
	MC5(D/G)	5ème métacarpe droit/gauche	10	0
Bassin	EAS(D/G)	Épine antéro-supérieure droite/gauche	10	10
	EPS(D/G)	Épine postéro-supérieure droite/gauche	10	10
	MTBassin	Marqueur technique du bassin	5	0
Lombaires	L5	5ème lombaire	0	10
Cuisse	FHA(D/G)	Ancillaire fémur droit/gauche	5	0
	FHP(D/G)		5	0
	FBA(D/G)		5	0
	FBP(D/G)	5	0	
	CM(D/G)	Condyle médial du genou droit/gauche	10	0
	CL(D/G)	Condyle latéral du genou droit/gauche	10	10
Patella	PAT(D/G)	Patella droit/gauche	0	0
Jambe	TFIB(D/G)	Tête de la fibula droite/gauche	10	0
	THA(D/G)	Ancillaire du tibia droit/gauche	5	0
	THP(D/G)		5	0
	TBA(D/G)		5	0
	TBP(D/G)	5	0	
	ML(D/G)	Malléole latérale de la cheville droite/gauche	10	10
	MM(D/G)	Malléole médiale de la cheville droite/gauche	10	0
Pied	CAL(D/G)	Calcanéum droit/gauche	10	0
	MTCAL(D/G)	Marqueur technique sur le calcanéum droit/gauche	10	0
	MTP(D/G)	Marqueur technique du pied droit/gauche	5	0
	MT1(D/G)	1er métatarse droit/gauche	10	10
	MT5(D/G)	5ème métatarse droit/gauche	10	0

Tableau A.3 – Marqueurs utilisés, segments associés, localisations, poids cinématiques et poids statiques

A.6 Étude de sensibilité du modèle musculo-squelettique

Une étude de sensibilité du modèle musculo-squelettique a été effectuée pour déterminer les paramètres les plus influents sur les efforts de contact aux hanches.

Les efforts de contact aux hanches étaient calculés avec l'outil de *JointReactionForce* d'OpenSim. Les forces de contraction musculaire étaient nécessaires pour utiliser cet outil et l'optimisation statique, qui permettait de calculer ces forces de contraction, prenait en compte la cinématique du modèle ainsi que les efforts extérieurs. Ces algorithmes faisaient intervenir les paramètres géométriques, (longueurs, géométries osseuses) et inertiels (masse, centre de masse, et inertie). Nous avons choisi de calculer seulement l'influence des paramètres géométriques sur les efforts aux hanches.

La méthode utilisée pour faire l'étude de sensibilité du modèle était appelée *Morris Screening Method*. Cette méthode permet de tester tous les paramètres d'entrée tout en réduisant le nombre d'expériences à réaliser. Le principe de la méthode est détaillé dans l'article de [Jacquelin et al. \[2019\]](#).

Dans notre cas, les paramètres d'entrée étaient les positions des marqueurs du membre inférieur (43 marqueurs) et les positions des centres articulaires des articulations des membres inférieurs (12 articulations). Chaque marqueur et position de centre articulaire possédait trois coordonnées. Chaque coordonnée était alors un paramètre d'entrée. Il y avait alors $43 \times 3 + 12 \times 3 = 165$ paramètres d'entrée (X_i). Un plan d'expérience complet aurait alors nécessité un nombre d'expérience de $n = 2^{165} = 4.6768052e^{49}$ d'où l'intérêt de grandement réduire le nombre d'évaluations. Une analyse de type Monte-Carlo permettrait de limiter ce nombre d'évaluation mais ne permettrait pas d'identifier les paramètres critiques mais aurait donné une variabilité globale.

Le principe de la *Morris Screening Method* est détaillé ici (description reprise à partir de l'article de [Jacquelin et al. \[2019\]](#)) :

1. Choisir un point $\mathbf{X}_0(X_1, \dots, X_k)$
2. Initialiser un indice $j = 0$
3. Initialiser des indices $I = \emptyset$
4. Répéter ces étapes jusqu'à ce que $j = k$
 - a) Choisir un signe ϵ égal à +1 ou -1

- b) Choisir un indice i tel que $i \in \{1, \dots, k\} \setminus I$
- c) Choisir un nouveau point \mathbf{X}_{j+1} à partir de \mathbf{X}_j en faisant varier l'élément i de $\epsilon\Delta^*$
- d) Calculer l'effet élémentaire $d_i = \frac{Y(\mathbf{X}_{j+1}) - Y(\mathbf{X}_j)}{\epsilon\Delta^*}$ où $Y()$ est la sortie du modèle. On notera que $Y(\mathbf{X}_{j+1})$ et $Y(\mathbf{X}_j)$ sont évalués avec les mêmes paramètres sauf le paramètre i .
- e) Mettre à jour les indices $I = I \cup i$
- f) Incrémenter $j = j + 1$

L'écart-type moyen sur tous les paramètres a été choisi à $\Delta = 2.5 \text{ cm}$. La valeur Δ^* était calculée en fonction du nombre de niveaux (p) qui correspond au nombre de valeurs différentes pour chaque paramètre : $\Delta^* = \frac{\Delta}{p}$. Nous avons choisi $p = 6$, ce qui est fait classiquement dans la littérature [Morris, 1991].

Cet algorithme était relancé dix fois ($r = 10$), le modèle était alors évalué $n = r(k + 1) = 1650$ fois sur un coup droit d'un sujet, ce qui est bien inférieur aux $n = 2^{165}$ du plan d'expérience complet.

Ensuite, la moyenne des effets élémentaires (μ_i) ainsi que leur écart-type (σ_i) a été calculé pour tous les indices $i \in \{1, \dots, k\}$.

Afin d'interpréter les résultats, des graphiques avec en abscisse l'écart-type de l'effet élémentaire σ_i et en ordonnée la moyenne de l'effet élémentaire μ_i sont utilisés. Les valeurs obtenues avec cette méthode ne sont pas quantitatives mais qualitatives. En effet, les paramètres les plus influents vont être identifiés si ils ont une moyenne et un écart-type d'effet élémentaire élevé. Les paramètres qui avaient un écart-type de l'effet élémentaire σ_i supérieur à $0.75 \times \max(\sigma_i)$ étaient alors considérés comme les plus influents de manière similaire à Jacquelin et al. [2019].

D'après ces résultats, ce sont les paramètres 4, 5, et 6, qui correspondaient à la position du centre articulaire de la hanche droite, qui étaient les plus influents pour les forces de contact du côté droit. Du côté gauche, les paramètres les plus influents étaient les numéros 22, 23 et 24 qui correspondaient à la position du centre articulaire de la hanche gauche.

La présente étude de sensibilité a permis de montrer que la position des centres articulaires de la hanche étaient la plus critique sur le calcul des forces de contact à la

hanche dans notre modèle.

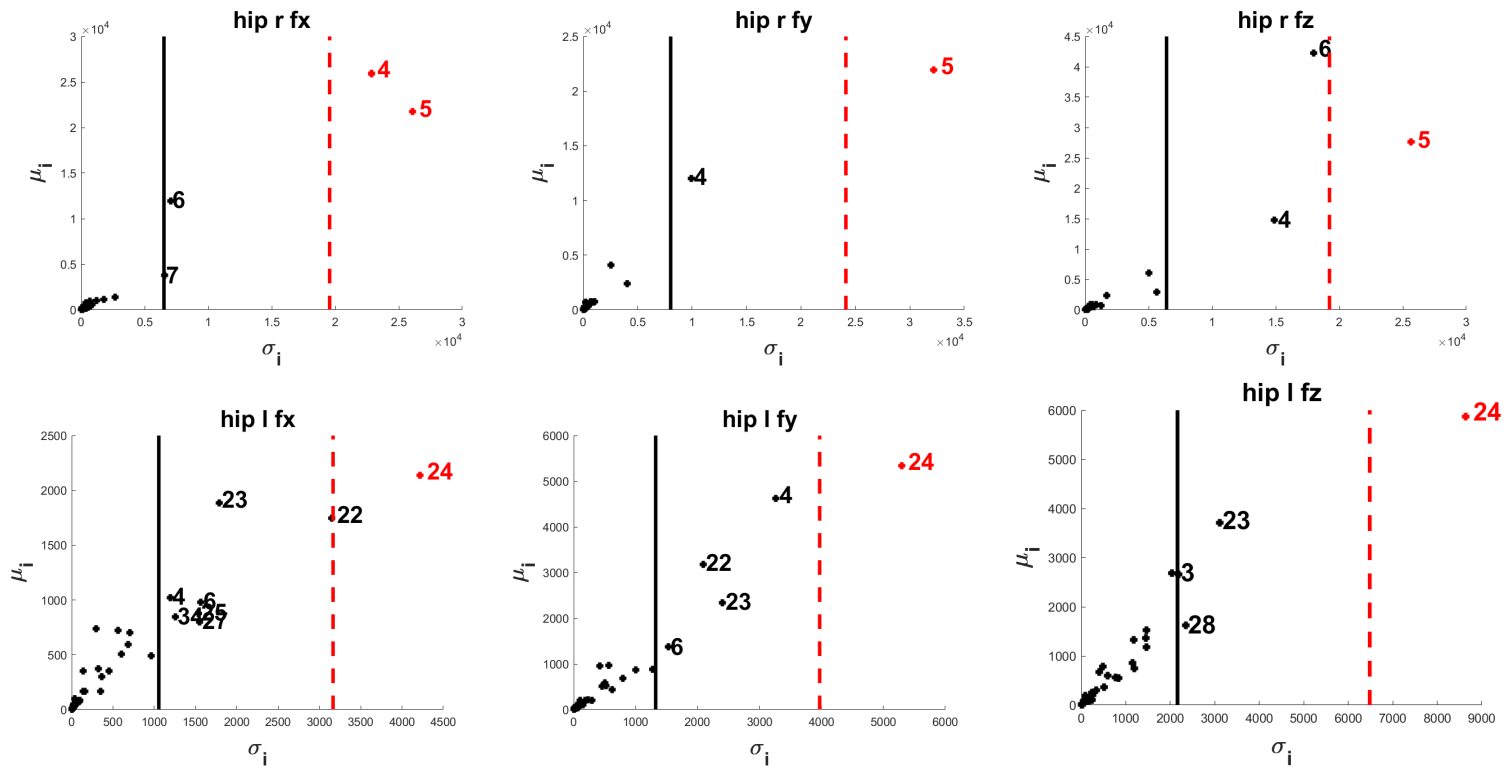


Figure A.1 – Résultats de l'analyse de sensibilité du modèle musculo-squelettique avec la *Morris Screening Method* pour les efforts de contact. La hanche droite est en haut avec les axes X, Y et Z et la hanche gauche en bas. Chaque numéro correspond à un paramètre d'entrée. Le trait vertical noir correspond à $0.25 \times \max(\sigma_i)$ et le trait vertical rouge pointillé à $0.75 \times \max(\sigma_i)$

A.7 Algorithme d'identification des phases de tennis de table

Un algorithme permettant de déterminer la phase de *forward swing* du geste de tennis de table automatiquement a été mis en place. Certains auteurs avaient utilisé les angles articulaires pour déterminer cette phase [Qian et al., 2016], nous avons alors décidé d'utiliser les données provenant des acquisitions du mouvement ainsi que celles de la cinématique inverse (e.g. coordonnées d'un marqueur, vitesse d'un marqueur, angle de flexion de la hanche, angle de flexion du genou) pour l'identifier. Nous avons décidé d'utiliser plusieurs critères simultanément afin de détecter ces phases. Le nombre de données était alors important et nous avons alors décidé d'utiliser seulement les signaux les plus déterminants dans l'identification.

Tout d'abord, les signaux S ont été normalisés (*Z-normalization*) [Goldin and Kallakakis, 1995] par rapport à leur moyenne et écart type selon la formule A.2 :

$$S_Z = \frac{S - \bar{S}}{\sigma(S)} \quad (\text{A.2})$$

avec S_Z le signal transformé, \bar{S} la moyenne du signal et $\sigma(S)$ son écart-type. Ensuite, nous avons utilisé un algorithme de PAA (*piece-wise aggregate approximation*) [Keogh et al., 2001] qui permettait de diminuer le nombre de point d'un même signal, passant de n à M . Le signal était divisé en M intervalles et la valeur moyenne de ce signal était calculée pour chaque intervalle (figure A.2).

La dernière étape de traitement appliqué au signal était la SAX (Symbolic Aggregate approXimation) [Lin et al., 2007] qui traduisait le signal en une suite de symboles, généralement des lettres comme sur la figure A.3.

Une fois que chaque signal était transformé en suite de lettres, nous avons cherché quels étaient ceux qui permettaient de discriminer les différents évènements que nous cherchions. Nous voulions déterminer la phase de *forward swing* qui était encadrée par deux évènements que l'on appelait "fin de *backswing*" (fin BS) et "fin de *forward swing*" (fin FS).

L'identification a été faite manuellement pour deux sujets et nous avons alors cherché

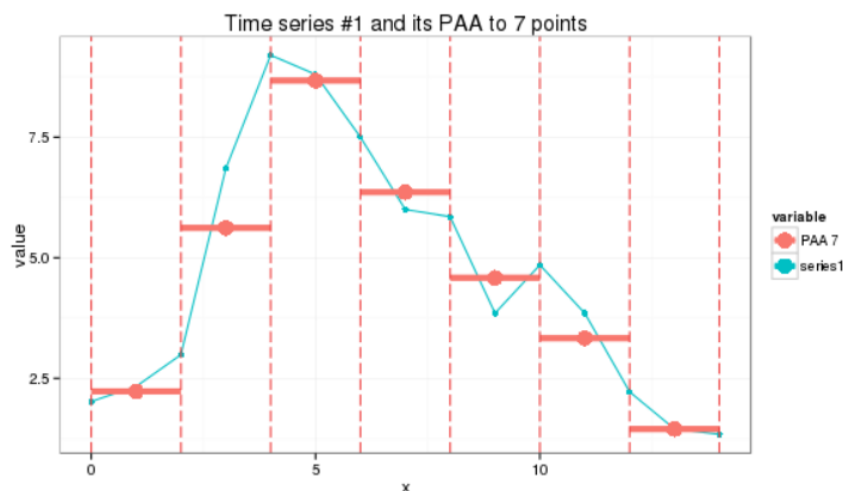


Figure A.2 – Illustration de la PAA adaptée de [Senin \[2016\]](#)

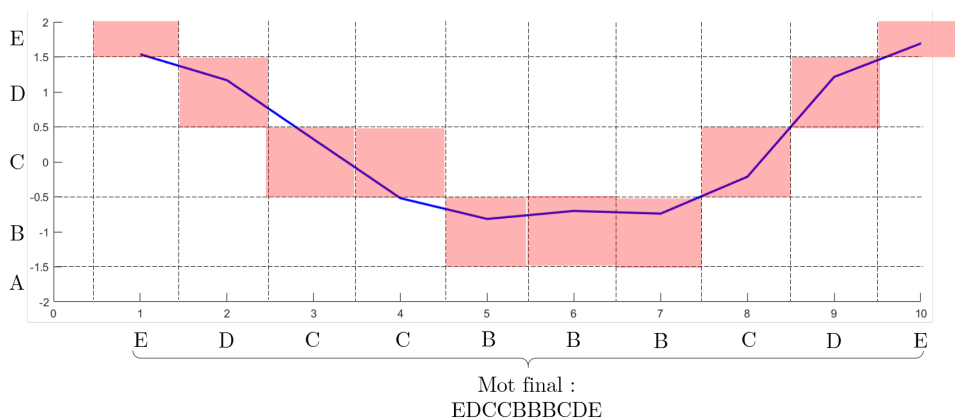


Figure A.3 – Illustration de l'algorithme SAX. Le signal était normalisé (*Z-normalization*) puis sous-échantillonné avec l'algorithme PAA. Chaque signal était alors transformé en mot avec la SAX.

quels mots correspondaient aux instants que nous cherchions. Le pas de temps pour la discrétisation PAA a été fixé à 0.10 s soit 20 images tirées de l'analyse du mouvement (qui été calibrée à 200 Hz). Nous avons aussi utilisé cinq lettres pour traduire chaque signal (figure A.3) où chaque lettre correspondait à un intervalle d'un écart-type du signal. Chaque signal correspondait alors à une suite de lettre. Ensuite, ces signaux étaient mis en parallèle et on pouvait alors lire, perpendiculairement, les mots qui correspondaient à chaque instant (voir figure A.4).

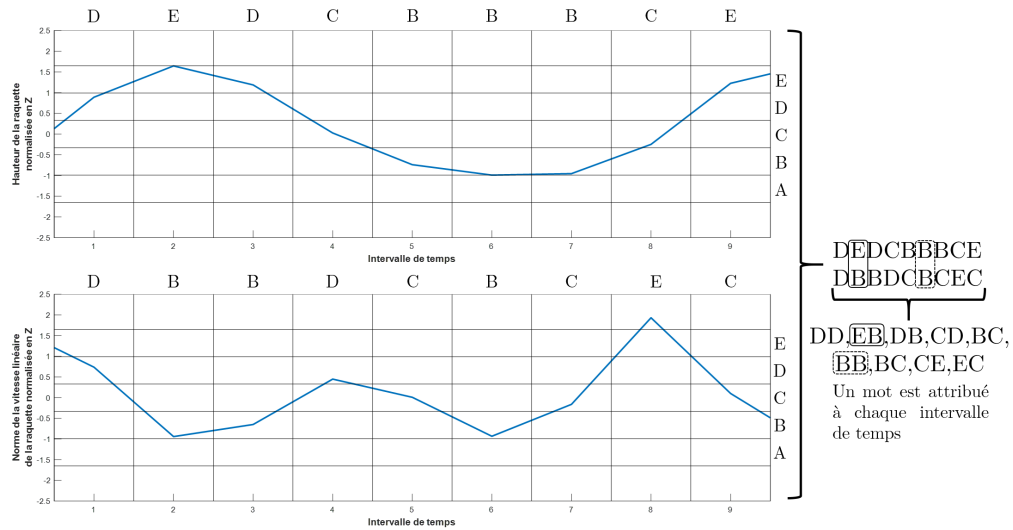


Figure A.4 – Illustration de l’obtention des mots caractérisant les intervalles de temps

Au final, les signaux qui permettaient de déterminer avec précision les deux évènements étaient la hauteur ainsi que la norme de la vitesse linéaire du centre de la raquette. L’évènement de fin du *backswing* a alors été déterminé comme l’instant où la vitesse de raquette était minimale (zone A) et la position de la raquette la plus basse (zone A), cela correspondait au mot AA. La fin du *forward swing* était l’instant où la norme de la vitesse linéaire de la raquette était minimale (zone A) et la position de la raquette la plus haute (zone E) (mot EA).

Ces mots (AA et EA) ne sont pas toujours exactement trouvés lors des analyses, dans ce cas, ce sont les mots les plus proches qui sont recherchés. En effet, comme on peut le voir sur la figure A.4, ces mots ne sont pas présents sur les intervalles recherchés. Dans ce cas, les mots utilisés pour déterminer les évènements étaient BB pour le début du *forward swing* et EB pour la fin du *forward swing*.

A.8 Bases d'expression des données d'OpenSim et calcul de la matrice de couplage cinématique

Plusieurs bases peuvent être utilisées pour l'expression des données issues de l'analyse du mouvement. Ces bases étaient décrites par [Nichols and O'Reilly \[2015\]](#) pour l'articulation du genou (figure A.5).

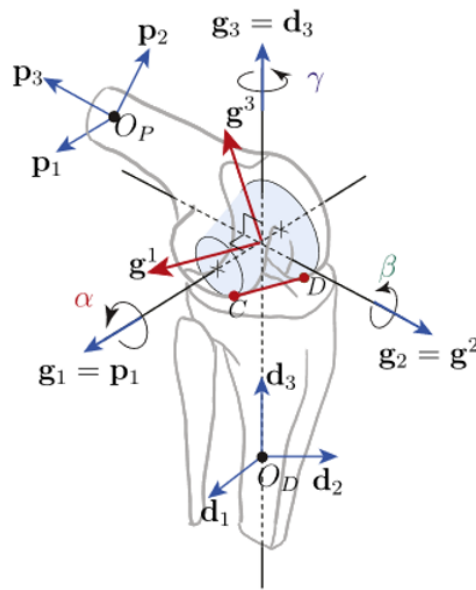


Figure A.5 – Illustration des différentes bases de projections décrites pour l'articulation du genou. Image adaptée de [\[Nichols and O'Reilly, 2015\]](#).

Les différentes bases sont appelées base proximale, base distale, base d'Euler, et base duale d'Euler. Elles sont décrites ici.

Base proximale

Dans notre cas où nous nous intéressons à l'articulation de la hanche, la base proximale, la base proximale se situe au niveau du centre du pelvis et est placée au centre du solide parent (le fémur dans le cas du genou ou le pelvis dans le cas de la hanche). On note $B_p = p_1, p_2, p_3$, les vecteurs de la base proximale.

Base distale

La base distale est fixe par rapport au repère enfant (le tibia dans le cas du genou ou le fémur dans le cas de la hanche). On note $B_d = d_1, d_2, d_3$, les vecteurs de la base distale.

Base d'Euler

La base d'Euler ainsi que la base duale d'Euler ont la particularité de ne pas être forcément orthogonale. Les vecteurs de la base d'Euler sont forcément normés mais ne sont pas nécessairement orthogonaux. La base d'Euler est composée de trois vecteurs. Le premier g_1 correspond au premier vecteur de la base proximale ($g_1 = d_1$). Le troisième g_3 correspond au dernier vecteur de la base distale ($g_3 = d_3$). Le deuxième vecteur était défini comme le produit vectoriel entre g_1 et g_3 selon l'équation A.3, il s'agit de second axe dans une séquence d'angle d'Euler ou cardanique d'une base mobile.

$$g_2 = \frac{d_3 \wedge p_1}{\|d_3 \wedge p_1\|} \quad (\text{A.3})$$

Avec p_1 le premier vecteur de la base proximale, et d_3 le dernier vecteur de la base distale.

Base duale d'Euler

La base duale d'Euler était exprimée à partir des vecteurs de la base d'Euler. Une norme était définie :

$$g = (g_1 \wedge g_2)^t \cdot g_3 \quad (\text{A.4})$$

Avec g_1, g_2 , et g_3 les trois vecteurs de la base d'Euler, définie précédemment. On avait alors

$$g^1 = \frac{g_2 \wedge g_3}{g} g^2 = g_2 g^3 = \frac{g_1 \wedge g_2}{g} \quad (\text{A.5})$$

Où $B_{duale} = g^1, g^2, g^3$ sont les vecteurs de la base duale d'Euler. Finalement, la base d'Euler (B_{Euler}) et la base duale d'Euler (B_{duale}) ne formaient pas une base orthonormée mais si on prend une base $B = g_1, g_2, g^3$ composée des vecteurs de la base d'Euler et de la base duale d'Euler, alors cette base est orthonormée. C'est le cas également pour la base

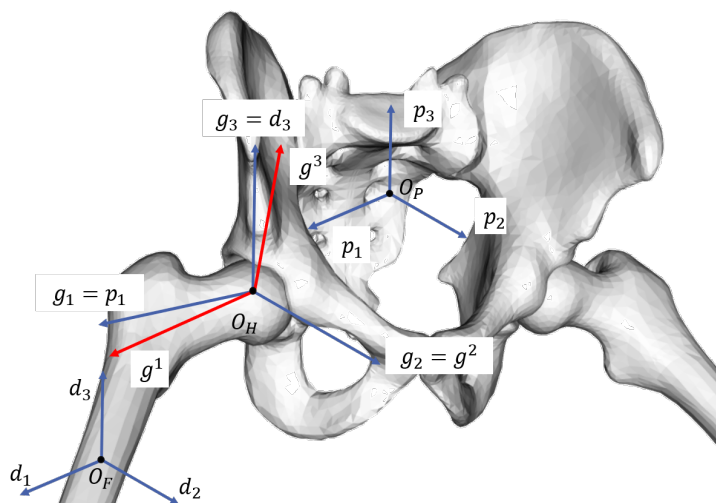


Figure A.6 – Illustration des différentes bases d’expression décrites pour la hanche.

$$B' = g^1, g^2, g^3.$$

Une représentation de ces bases au niveau de la hanche est présentée à la figure A.6. La base proximale correspondait au repère du bassin. Le premier axe était l’axe de flexion/extension (axe Z), le deuxième était l’axe de rotation interne/externe (axe Y). On retrouvait alors la séquence d’angles de la hanche (ZX’Y’’).

Matrice de couplage cinématique

La matrice de couplage cinématique $N(q)$ était calculée à partir des vecteurs de la base duale d’Euler et on avait :

$$N(q) = [g^1, g^2, g^3] \quad (A.6)$$

Avec g^1 , g^2 , et g^3 les vecteurs de la base duale d’Euler.

Cette matrice de couplage permettait de faire le lien entre la dérivée des coordonnées généralisées (\dot{q}) et les vitesses généralisées (u) tel que :

$$\dot{q} = N(q).u \quad (A.7)$$

A.9 Étude de sensibilité du modèle de Hertz

Afin de connaître les paramètres les plus influents lors de l'analyse des pressions locales avec la théorie de Hertz, nous avons effectué une analyse de sensibilité sur cette méthode.

Nous avons réalisé deux études pour déterminer la sensibilité de ce modèle : un plan expérimental, et une méthode de Monte-Carlo. La première permettait de connaître les paramètres qui influent le plus sur la valeur de pression maximale obtenue avec la méthode et la deuxième de déterminer l'incertitude que nous pourrions obtenir sur la valeur de pression maximale en fonction des variabilités des paramètres d'entrée tels que les rayons de contact (R), les paramètres matériaux (E, ν), et l'effort appliqué (N).

A.9.1 Plan d'expérience

Les paramètres à faire varier étaient au nombre de sept : les rayons de contact R_1 et R_2 , respectivement rayon de l'acétabulum et de la tête fémorale, E_1 et E_2 , les modules de Young des matériaux en contact, ν_1 et ν_2 les coefficients de Poisson des matériaux, et N l'effort de contact.

Un plan d'expérience complet avec sept paramètres et trois niveaux a alors été effectué. Les niveaux choisis étaient les suivants :

Paramètre	Niveau -1	Niveau 0	Niveau 1
R_1 (mm)	22	25	28
R_2 (mm)	22	25	28
E_1 (MPa)	0.7	1.7	2.7
E_2 (MPa)	0.7	1.7	2.7
ν_1	0.37	0.42	0.47
ν_2	0.37	0.42	0.47
N (N)	800	1000	1200

Tableau A.4 – Niveaux des paramètres pour le plan d'expérience.

Les valeurs des niveaux 0 ont été choisies en fonction des paramètres utilisés pour les calculs lors de cette thèse.

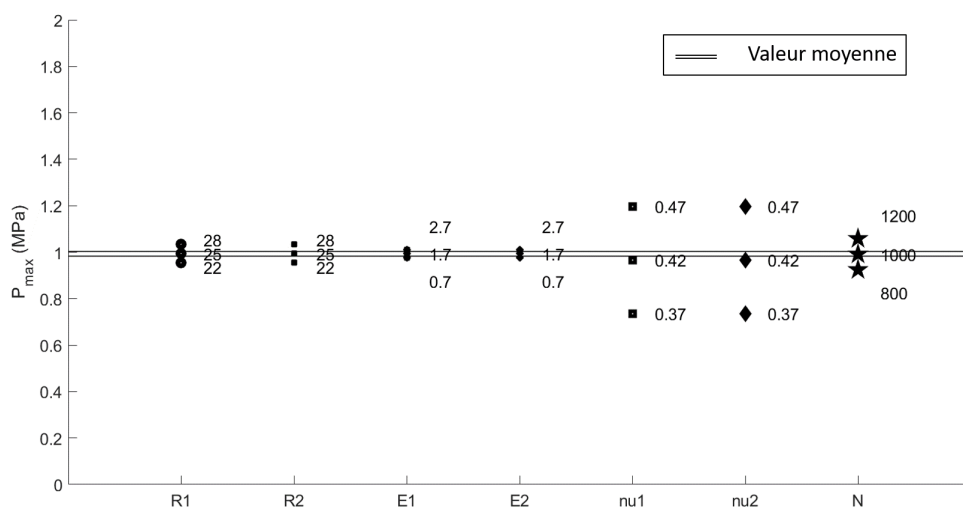


Figure A.7 – Résultats du plan d’expérience complet sur la théorie de Hertz. Chaque point représente la valeur moyenne de la pression locale maximale calculée pour le niveau et le paramètre considéré. Le double trait plein correspond à la valeur moyenne sur toutes les expériences.

Chaque combinaison de paramètre a alors été utilisée pour calculer la pression locale maximale avec la théorie de Hertz selon la formule décrite dans la partie VIII.2.1 (131). Ce plan complet comprenait alors $3^7 = 2187$ expériences. Toutes les expériences ont alors été réalisées en choisissant à chaque fois un niveau de chaque paramètre.

Les valeurs moyennes de la pression locale maximale ont alors été calculées pour chaque niveau de paramètre. En effet, la valeur moyenne pour le niveau 0 du paramètre E_1 , par exemple, a été calculé en faisant la moyenne sur toutes de la pression locale maximale sur toutes les expériences où ce paramètre était au niveau considéré. Chaque point dans le graphe A.7 représente alors la valeur moyenne de la pression locale maximale calculée pour chaque niveau de chaque paramètre.

Les paramètres les plus influents sur le pression locale maximale étaient alors les valeurs des coefficients de Poisson du cartilage (ν_1 et ν_2).

A.9.2 Méthode de Monte-Carlo

La méthode de Monte-Carlo est une méthode statistique permettant notamment d’estimer les variations (écart-type) d’une donnée calculée en fonction des variations des

données d'entrée [Mackay, 1998].

Les valeurs initiales utilisées ainsi que les variations de ces valeurs sont présentées au tableau A.5.

Nom paramètre	Valeur nominale	Variation
R_1 (mm)	25	3
R_2 (mm)	25	3
E_1 (MPa)	1.7	1
E_2 (MPa)	1.7	1
ν_1	0.42	0.05
ν_2	0.42	0.05
N (N)	1000	200

Tableau A.5 – Valeurs nominales des paramètres de la méthode de Monte-Carlo et variation de chaque paramètre.

Ensuite, 100 000 valeurs aléatoires pour chaque paramètre ont été calculée selon la formule A.8.

$$R_1^* = R_{1nom} + \epsilon \times \Delta(R_1) \quad (\text{A.8})$$

Avec R_1^* les valeurs aléatoires du paramètre R_1 , R_{1nom} la valeur nominale du paramètre R_1 , ϵ une valeur comprise entre -1 et 1, et $\Delta(R_1)$ la variation du paramètre R_1 .

Les 100 000 valeurs aléatoires de chaque paramètre ont alors été obtenues en prenant 100 000 valeurs aléatoires d' ϵ . Cela était fait pour chaque paramètre avec une valeur d' ϵ différente pour chaque paramètre lors d'une même simulation.

Ensuite, la pression locale maximale a été calculée avec la théorie de Hertz en utilisant les 100 000 valeurs aléatoires de chaque paramètre. La valeur moyenne ainsi que l'écart-type a alors été calculé pour les valeurs de pression locales obtenues en faisant varier les paramètres d'entrée.

	Moyenne	Écart-type
P_{max}	1.06	0.20

Tableau A.6 – Valeur moyenne et écart-type obtenu avec la méthode de Monte-Carlo sur la pression locale maximale.

L'écart-type obtenu avec la méthode de Monte-Carlo était de l'ordre de 20 % de la

valeur moyenne pour la pression locale maximale (tableau A.6).

A.10 Tableaux de résultat

Les tableaux de cette partie présentent les résultats des analyses réalisées lors de cette thèse.

Les abréviations utilisées dans cette partie sont :

Abréviation	Signification
Moy.	Moyenne
Min.	Minimum
Max.	Maximum
Amp.	Amplitude
Fle.	Flexion
Ext.	Extension
Add.	Adduction
Abd.	Abduction
RI.	Rotation interne
RE.	Rotation externe
Fx.	Effort sur l'axe X
Fy.	Effort sur l'axe Y
Fz.	Effort sur l'axe Z

Tableau A.7 – Liste des abréviations utilisées dans cette partie.

Les résultats sont présentés pour les cohorte "Douleur" et "Non douleur" sont présentés pour la plupart des paramètres calculés. La *p-value*, calculée à partir des tests statistiques, décrite à la partie IV.4.5 (page 65), est aussi présentée.

Les différences significatives au seuil $\alpha \leq 0.05$ sont mises en évidence par une police de couleur rouge. Les valeurs de *p-value* telles que $0.05 < p - value \leq 0.15$ ont été considérées comme tendances et sont mises en évidence avec une couleur bleue.

A.10.1 Cinématique articulaire

Les résultats des angles articulaires des trois degrés de liberté, calculés à la partie VI.2.1 (page 85) sont présentés aux tableaux A.8 pour le coup droit, au tableau A.9 pour le pivot, et au tableau A.10 pour le revers.

Coup droit

Tableau A.8 – Angles articulaires pour le coup droit pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en degrés. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Fle(+) Ext(-) [°]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	53 (5)	35.2 (6.8)	73.7 (5.9)	38.5 (2.1)	20.6 (15.7)	3.3 (13.9)	41.8 (16.2)	38.5 (8.3)
Non douleur	49.1 (10.5)	28 (12.7)	73.5 (5.2)	45.5 (8.7)	22.7 (14.5)	9.4 (14.4)	41.5 (10.6)	32.1 (5.5)
p-value	0.331	0.089	0.535	0.026	0.535	0.396	0.396	0.089

Add(+) Abd(-) [°]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-30.1 (6.8)	-37.8 (5.5)	-17.6 (7.1)	20.2 (2.1)	-29.5 (4.3)	-33.5 (3.5)	-24 (5.9)	9.6 (3.2)
Non douleur	-29.9 (4.6)	-38.2 (3.7)	-19.3 (5.5)	18.8 (3.1)	-29.9 (4.1)	-35.2 (4.1)	-24.1 (4.9)	11.1 (4.4)
p-value	0.465	0.465	0.465	0.165	0.535	0.214	0.535	0.268

RI(+) RE(-) [°]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	5.3 (3.9)	-0.8 (4.4)	11.2 (4)	12.1 (1.2)	-3 (7.4)	-17.1 (6.9)	7 (7.2)	24.1 (4.4)
Non douleur	-0.5 (7.7)	-10.2 (9)	10.2 (5.8)	20.3 (6.5)	-5.5 (7.3)	-18 (8.6)	5.8 (6.6)	23.8 (6.1)
p-value	0.123	0.026	0.331	0.009	0.396	0.396	0.465	0.465

Pivot

Tableau A.9 – Angles articulaires pour le pivot pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en degrés. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Fle(+) Ext(-) [°]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	54.1 (2.7)	35.4 (6.1)	77 (2.6)	41.6 (6.6)	21.6 (13.2)	3.1 (11.5)	42.8 (15.7)	39.7 (13.1)
Non douleur	49.3 (10.9)	28.8 (14)	72.8 (4.2)	44 (10.9)	25.8 (17.2)	11.3 (16)	44.5 (13.6)	33.3 (6.6)
p-value	0.331	0.331	0.026	0.396	0.465	0.396	0.396	0.268

Add(+) Abd(-) [°]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-31.4 (6.2)	-39.5 (5.2)	-18.4 (7.8)	21.1 (4.1)	-31.7 (4.2)	-36.3 (3.2)	-26 (5.9)	10.3 (3.5)
Non douleur	-31.2 (6.3)	-38.6 (5.2)	-21.2 (7.6)	17.4 (3.9)	-31.1 (3)	-35.9 (3)	-25.7 (3.5)	10.1 (3.1)
p-value	0.465	0.465	0.331	0.123	0.465	0.465	0.535	0.331

RI(+) RE(-) [°]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	4.8 (3.4)	-1.7 (2.9)	11.1 (3.3)	12.8 (1.9)	-4 (6.4)	-19 (7)	6.8 (7.1)	25.7 (7.2)
Non douleur	1.6 (7.9)	-7.2 (9.6)	10.1 (6.7)	17.3 (5.8)	-4.4 (8.1)	-17.2 (9.1)	6.3 (7.5)	23.5 (6.2)
p-value	0.041	0.041	0.165	0.123	0.535	0.331	0.465	0.535

Revers

Tableau A.10 – Angles articulaires pour le revers pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en degrés. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Fle(+) Ext(-) [°]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	45.5	35.3	54.9	19.6	35.8	24.6	47	22.4
	(5.4)	(4.1)	(8.8)	(6.5)	(9.5)	(10.1)	(8.2)	(6.2)
Non douleur	37.4	25.4	50.8	25.4	36	28	46.8	18.7
	(10.2)	(12.3)	(8.8)	(5.2)	(11.6)	(12.7)	(11.6)	(5.3)
p-value	0.063	0.089	0.396	0.123	0.465	0.331	0.396	0.214

Add(+) Abd(-) [°]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-37.3	-41.3	-32.3	9	-32.9	-37.4	-28.5	9
	(5.6)	(7.3)	(4)	(3.6)	(2.9)	(3.9)	(3.6)	(4.7)
Non douleur	-35.1	-39.5	-29.7	9.7	-29.2	-34.1	-24.5	9.7
	(3)	(3.5)	(3.5)	(2)	(5.8)	(5.3)	(6)	(2.7)
p-value	0.396	0.396	0.123	0.331	0.123	0.165	0.214	0.331

RI(+) RE(-) [°]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.7	-5.7	6.3	11.9	-1.5	-11.4	6.7	18.1
	(5.3)	(6.1)	(4.3)	(2.3)	(5)	(4.5)	(6.1)	(5.1)
Non douleur	2.9	-5.6	11.2	16.8	-5	-12.6	1.8	14.4
	(8.5)	(10.3)	(7.2)	(6.5)	(7.2)	(7.4)	(8.6)	(4.3)
p-value	0.123	0.089	0.123	0.268	0.214	0.268	0.268	0.123

A.10.2 Rapprochement des butées

Les résultats complets de l'analyse du rapprochement des butées, calculées à la partie VI.2.4 (page 89), sont disponibles dans cette annexe pour le coup droit (tableau A.11), le pivot (tableau A.12), et le revers (tableau A.13).

Coup droit

Tableau A.11 – Rapprochement des butées articulaires pour le coup droit pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en millimètres. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Rapprochement [mm]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	2.7 (4.8)	1.7 (3)	4.3 (7.7)	2.6 (5)	2.6 (4.4)	1.7 (3)	4.1 (6.9)	2.4 (4.2)
Non douleur	2.8 (5.2)	1.6 (3.1)	4.2 (7.6)	2.6 (4.8)	3 (5.4)	1.9 (3.4)	4.2 (7.5)	2.4 (4.3)
p-value	0.445	0.477	0.475	0.447	0.452	0.482	0.476	0.431

Pivot

Tableau A.12 – Rapprochement des butées articulaires pour le pivot pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en millimètres. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Rapprochement [mm)	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	4.8 (5.6)	2.8 (3.2)	7.7 (8.8)	4.9 (5.9)	4.1 (5.1)	2.6 (3.5)	6.8 (8.4)	4.3 (5.2)
Non douleur	5.8 (6.1)	3.3 (3.5)	9 (9.3)	5.7 (6)	5.8 (5.9)	3.4 (3.6)	8.7 (8.7)	5.3 (5.6)
p-value	0.122	0.138	0.133	0.167	0.051	0.111	0.100	0.166

Revers

Tableau A.13 – Rapprochement des butées articulaires pour le revers pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en millimètres. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Rapprochement [mm]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	2.3	1.6	3.4	1.8	2	1.3	2.9	1.6
	(4.6)	(3.4)	(6.8)	(3.7)	(4.3)	(2.8)	(6.1)	(3.6)
Non douleur	3.1	1.9	4.7	2.7	3.1	1.9	4.5	2.6
	(5.4)	(3.4)	(7.8)	(4.7)	(5.3)	(3.6)	(7.6)	(4.8)
p-value	0.146	0.183	0.138	0.110	0.142	0.151	0.132	0.157

A.10.3 Analyse dynamique

Les tableaux des résultats des moments articulaires, calculés à partir de la dynamique inverse à la partie VII.2.2 (page 110) sont présentés pour les trois degrés de liberté de la hanche et la norme, et pour les activités de coup droit (tableau A.14), de pivot (tableau A.15), et de revers (tableau A.16).

Coup droit

Tableau A.14 – Moments inter-segmentaires pour le coup droit pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $Nm.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Fle(+) Ext(-) [Nm.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-0.6 (0.1)	-2.4 (0.3)	1.6 (0.6)	4 (0.8)	0.1 (0.4)	-2.2 (0.6)	1.5 (0.3)	3.7 (0.8)
Non douleur	-0.6 (0.3)	-2.1 (0.5)	1.2 (0.5)	3.3 (0.8)	0.2 (0.2)	-1.4 (0.5)	1.2 (0.3)	2.6 (0.5)
p-value	0.396	0.214	0.123	0.089	0.268	0.063	0.123	0.041
Add(+) Abd(-) [Nm.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-0.1 (0.1)	-0.7 (0.2)	0.8 (0.4)	1.5 (0.5)	-0.3 (0.4)	-1.2 (0.7)	0.9 (0.6)	2.1 (0.4)
Non douleur	-0.2 (0.1)	-0.7 (0.1)	0.6 (0.2)	1.3 (0.2)	0 (0.1)	-0.8 (0.2)	0.9 (0.1)	1.7 (0.2)
p-value	0.465	0.396	0.123	0.331	0.396	0.089	0.396	0.123
RI(+) RE(-) [Nm.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0 (0.1)	-0.5 (0.2)	0.2 (0.2)	0.7 (0.3)	0 (0.4)	-1.1 (0.2)	1.9 (0.7)	2.9 (0.9)
Non douleur	0 (0.1)	-0.3 (0.1)	0.2 (0.1)	0.5 (0.1)	-0.1 (0.1)	-0.8 (0.1)	1.3 (0.5)	2.1 (0.5)
p-value	0.535	0.041	0.331	0.063	0.214	0.063	0.123	0.063
Norme [Nm.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	1 (0.3)	0.2 (0)	2.2 (0.7)	2 (0.7)	1.3 (0.4)	0.2 (0.1)	3.4 (1.1)	3.2 (1)
Non douleur	0.9 (0.1)	0.2 (0.1)	2 (0.4)	1.8 (0.4)	0.9 (0.1)	0.3 (0.1)	2.3 (0.4)	2.1 (0.5)
p-value	0.465	0.041	0.214	0.021	0.026	0.396	0.041	0.041

Pivot

Tableau A.15 – Moments inter-segmentaires pour le pivot pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $Nm.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Fle(+) Ext(-) [$N.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.1 (0.1)	-1.7 (0.6)	1.3 (0.6)	3 (1.2)	-0.4 (0.3)	-2.3 (0.7)	1.3 (0.6)	3.6 (1.3)
Non douleur	-0.1 (0.3)	-1.6 (0.2)	0.9 (0.4)	2.5 (0.5)	-0.3 (0.4)	-1.8 (0.6)	1.2 (0.2)	3 (0.7)
p-value	0.214	0.465	0.214	0.465	0.165	0.041	0.535	0.123
Add(+) Abd(-) [$N.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-0.4 (0.1)	-1 (0.2)	0.2 (0.3)	1.2 (0.3)	-0.8 (0.4)	-1.9 (0.7)	0.3 (0.2)	2.2 (0.7)
Non douleur	-0.5 (0.2)	-1.2 (0.4)	0.1 (0.4)	1.4 (0.3)	-0.8 (0.2)	-2 (0.3)	0.2 (0.4)	2.2 (0.5)
p-value	0.165	0.165	0.396	0.214	0.396	0.165	0.331	0.123
RI(+) RE(-) [$N.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.3 (0.1)	-0.4 (0.2)	1.4 (0.6)	1.7 (0.6)	0.4 (0.1)	-0.4 (0.2)	1.4 (0.5)	1.7 (0.6)
Non douleur	0.3 (0.2)	-0.2 (0.2)	1.2 (0.6)	1.5 (0.6)	0.5 (0.3)	-0.3 (0.2)	1.5 (0.2)	1.8 (0.3)
p-value	0.268	0.268	0.268	0.123	0.535	0.214	0.465	0.268
Norme [$Nm.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	1.1 (0.4)	0.4 (0.1)	2.6 (0.8)	2.2 (0.8)	1.7 (0.7)	0.4 (0.2)	3.7 (1)	3.3 (0.8)
Non douleur	1.2 (0.4)	0.4 (0.2)	2.6 (0.5)	2.2 (0.5)	1.7 (0.3)	0.5 (0.2)	3.5 (0.5)	3 (0.5)
p-value	0.331	0.396	0.465	0.535	0.396	0.396	0.535	0.396

Revers

Tableau A.16 – Moments inter-segmentaires pour le revers pour les trois degrés de liberté de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $Nm.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Fle(+) Ext(-) [Nm.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-0.4 (0.1)	-1 (0.3)	0.4 (0.4)	1.3 (0.6)	-0.3 (0.2)	-1.1 (0.3)	0.5 (0.3)	1.6 (0.4)
Non douleur	-0.2 (0.2)	-0.7 (0.3)	0.4 (0.4)	1.1 (0.6)	-0.2 (0.1)	-1 (0.2)	0.4 (0.2)	1.4 (0.4)
p-value	0.063	0.123	0.331	0.268	0.396	0.089	0.041	0.089
Add(+) Abd(-) [Nm.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0 (0.2)	-0.3 (0.2)	0.4 (0.2)	0.7 (0.2)	-0.3 (0.5)	-1 (0.6)	0.4 (0.5)	1.4 (0.6)
Non douleur	0 (0.1)	-0.3 (0.2)	0.5 (0.2)	0.9 (0.4)	0 (0.1)	-0.8 (0.3)	0.6 (0.3)	1.4 (0.5)
p-value	0.396	0.268	0.214	0.268	0.465	0.396	0.396	0.268
RI(+) RE(-) [Nm.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0 (0.2)	-0.3 (0.1)	0.2 (0.2)	0.4 (0.1)	0.3 (0.7)	-0.5 (0.5)	1.1 (0.8)	1.6 (0.5)
Non douleur	0 (0.1)	-0.2 (0.2)	0.1 (0)	0.3 (0.2)	0 (0.1)	-0.5 (0.3)	0.8 (0.4)	1.3 (0.6)
p-value	0.465	0.331	0.331	0.123	0.465	0.214	0.465	0.214
Norme [Nm.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	1.2 (0.5)	0.2 (0.1)	2.8 (1.3)	2.6 (1.2)	1 (0.2)	0.2 (0)	2.8 (1)	2.6 (1)
Non douleur	0.9 (0.1)	0.2 (0.1)	2 (0.4)	1.8 (0.4)	0.9 (0.1)	0.3 (0.1)	2.3 (0.4)	2.1 (0.5)

A.10.4 Puissance à la hanche

Les résultats des calculs de puissance à la hanche, calculés à la partie VII.2.3 (page 111), sont présentés pour l'activité de coup droit (tableau A.17), de pivot (tableau A.18), et de revers (tableau A.19).

Coup droit

Tableau A.17 – Puissance à la hanche pour le coup droit en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $W.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Puissance [$W.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.1 (0.3)	-3.3 (2.2)	5.1 (3.7)	8.4 (5.5)	0 (0.5)	-3.6 (1.9)	3.7 (3.8)	7.2 (5.1)
Non douleur	0 (0.3)	-3 (1.9)	3.9 (2.9)	6.8 (4)	0.1 (0.6)	-2.3 (1.4)	2.8 (2.8)	5.1 (3.5)
p-value	0.273	0.315	0.022	0.089	0.351	<0.001	0.024	<0.001

Pivot

Tableau A.18 – Puissance à la hanche pour le pivot en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $W.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Puissance [$W.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0 (0.6)	-4.7 (3.3)	5.5 (4)	10.2 (6.1)	0.2 (0.7)	-4 (2.2)	5.4 (4)	9.4 (4.9)
Non douleur	0.1 (0.7)	-4.3 (6.8)	4.7 (3.2)	9 (8.1)	0.1 (0.7)	-3.7 (2.6)	4.5 (3)	8.2 (3.8)
p-value	0.053	0.002	0.045	0.004	0.257	0.017	0.019	0.008

Revers

Tableau A.19 – Puissance à la hanche pour le revers en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $W.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

Puissance [$W.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.1 (0.3)	-1.7 (1.8)	1.8 (1.4)	3.4 (2.7)	0.1 (0.3)	-2.3 (1.7)	2.5 (2.9)	4.8 (4.1)
Non douleur	0 (0.2)	-1.2 (1.1)	1.1 (0.9)	2.3 (1.7)	0.1 (0.6)	-2.2 (2)	2.5 (3.1)	4.7 (4.2)
p-value	0.015	0.077	0.003	0.005	0.100	0.197	0.236	0.271

A.10.5 Travail mécanique à la hanche

Les résultats de l'analyse du travail mécanique calculé au chapitre VII sont présentés pour le coup droit au tableau A.20, pour le pivot au tableau A.21 et pour le revers au tableau A.22 pour les deux phases (*forward swing* et frappe). La phase de frappe correspondait à l'instant entre la fin du *backward swing*, ou l'instant de l'impact entre la balle et la raquette, identifié comme l'instant où la vitesse de raquette était maximale. Le *forward swing* correspondait à la phase où le joueur levait sa raquette pour frapper. Cette phase démarrait par le début du *forward swing*, identifié comme le point le plus bas de la raquette avec une vitesse linéaire minimale, et la fin du *forward swing*, identifié comme le point le plus haut de la raquette avec une vitesse linéaire minimale. La phase de frappe était alors comprise dans la phase de *forward swing*.

Coup droit

Tableau A.20 – Travail mécanique à la hanche pour la phase de *forward swing* et de frappe du coup droit en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $J.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

<i>Forward swing</i> [$J.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.7 (0.5)	-0.4 (0.4)	1.7 (0.9)	2.1 (0.9)	-0.2 (0.3)	-0.9 (0.5)	1.7 (0.9)	1.5 (0.8)
Non douleur	1 (0.6)	-0.2 (0.3)	2.2 (1)	2.5 (1.1)	0.1 (0.6)	-1.1 (0.3)	2.4 (2.3)	3.5 (2.2)
p-value	0.429	0.143	0.571	0.286	0.571	0.571	0.571	0.286

Frappe [$J.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.8 (0.6)	-0.3 (0.3)	1.8 (1)	2.1 (1.1)	-0.1 (0.3)	-0.6 (0.3)	1.8 (1)	1.5 (0.7)
Non douleur	1.2 (0.6)	-0.2 (0.2)	2.4 (1)	2.6 (1.1)	0.2 (0.6)	-0.9 (0.4)	2.4 (2.2)	3.4 (2.3)
p-value	0.571	0.571	0.429	0.571	0.571	0.286	0.429	0.286

Pivot

Tableau A.21 – Travail mécanique à la hanche pour la phase de *forward swing* et de frappe du pivot en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $J.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

<i>Forward swing</i> [$J.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.8 (0.5)	-0.7 (0.5)	2.8 (1.3)	3.4 (1.5)	0 (0.5)	-1.9 (0.8)	2.8 (1.3)	3.7 (1)
Non douleur	0.7 (0.4)	-0.8 (0.5)	3.2 (1.4)	4 (1.8)	0.5 (0.7)	-1.7 (0.8)	2.8 (1.6)	4.5 (1.2)
p-value	0.286	0.143	0.429	0.429	0.143	0.429	0.286	0.286

Frappe [$J.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.6 (0.4)	-0.6 (0.5)	2.6 (1.3)	3.2 (1.7)	0.2 (0.5)	-1.4 (0.5)	2.6 (1.3)	3.5 (1.4)
Non douleur	0.7 (0.4)	-0.7 (0.6)	3.1 (1.4)	3.7 (1.9)	0.5 (0.6)	-1.2 (0.6)	2.8 (1.5)	3.9 (1.2)
p-value	0.286	0.286	0.429	0.571	0.143	0.429	0.286	0.286

Revers

Tableau A.22 – Travail mécanique à la hanche pour la phase de *forward swing* et de frappe du revers en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs sont exprimées en $J.kg^{-1}$. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

<i>Forward swing</i> [$J.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.1 (0.2)	-0.3 (0.3)	0.5 (0.6)	0.8 (0.7)	-0.1 (0.5)	-1 (1.5)	0.5 (0.6)	1.4 (1.4)
Non douleur	0.1 (0.2)	-0.3 (0.3)	0.7 (0.5)	1 (0.7)	0.1 (0.6)	-0.7 (0.8)	1.7 (2.4)	2.4 (2.3)
p-value	0.286	0.429	0.286	0.429	0.286	0.143	0.571	0.286

Frappe [$J.kg^{-1}$]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0 (0.1)	-0.2 (0.2)	0.3 (0.2)	0.5 (0.4)	-0.1 (0.4)	-0.7 (0.9)	0.3 (0.2)	0.9 (0.9)
Non douleur	0 (0.1)	-0.3 (0.3)	0.6 (0.4)	0.9 (0.7)	0.2 (0.3)	-0.3 (0.3)	1.6 (2.3)	1.9 (2.3)
p-value	0.286	0.429	0.286	0.429	0.286	0.143	0.571	0.286

A.10.6 Analyse des efforts de contact

Les résultats des efforts de contact, calculés au chapitre VIII (page 129) sont présentés pour l'activité de coup droit tableau A.23, pour le pivot tableau A.24, et pour le revers tableau A.25. Ces efforts étaient exprimés dans le repère du bassin, l'axe X correspondait à l'axe antéro-postérieur, l'axe Y à l'axe vertical, et l'axe Z à l'axe médio-latéral.

Coup droit

Tableau A.23 – Efforts de contact pour le coup droit pour les trois axes du repère de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

$\underline{F_x}$ [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	11.7 (8.2)	-6.4 (9.9)	32.4 (9.9)	38.8 (4.7)	-9.5 (9.1)	-34.8 (12.8)	9.6 (16.5)	44.4 (15.9)
Non Douleur	-10.2 (9.4)	-31.8 (14.5)	7.3 (8.3)	39 (10.3)	8.1 (11.7)	-5.9 (14.6)	26.5 (17.1)	32.4 (9.4)
p-value	0.004	0.009	0.004	0.535	0.015	0.009	0.123	0.123

$\underline{F_y}$ [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-17.6 (4.8)	-36.4 (12)	-4.7 (1.3)	31.7 (11.8)	-16.3 (2.2)	-40.6 (13.2)	-4.7 (2)	35.9 (13.2)
Non douleur	-16.4 (2.6)	-29.5 (3.6)	-6 (1.4)	23.5 (4.2)	-19.8 (6.3)	-39.6 (10.9)	-6.2 (2.4)	33.4 (10.5)
p-value	0.535	0.214	0.165	0.214	0.396	0.465	0.268	0.396

$\underline{F_z}$ [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	1.1 (8.7)	-25.9 (16)	27.3 (12.5)	53.2 (10.2)	-9.2 (6.8)	-30.6 (9.2)	11.4 (12.7)	42.1 (10.1)
Non douleur	4.7 (5.7)	-8.3 (9.4)	22.4 (6.2)	30.8 (9.7)	-0.9 (4.8)	-22.6 (5.9)	12.7 (8.1)	35.3 (6.2)
p-value	0.165	0.063	0.535	0.009	0.026	0.041	0.465	0.123

Norme [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	31.1 (2.2)	9.1 (0.9)	59.7 (8.1)	50.6 (9)	29 (1.8)	9.7 (2.3)	65.9 (15.9)	56.3 (15.3)
Non douleur	28.3 (3)	10 (2.1)	50.6 (8.4)	40.6 (8.6)	29.3 (5.3)	10.9 (2)	58.7 (12.4)	47.7 (13.4)
p-value	0.089	0.165	0.041	0.041	0.331	0.268	0.165	0.123

Pivot

Tableau A.24 – Efforts de contact pour le pivot pour les trois axes du repère de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

$\underline{F_x}$ [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-0.5 (6.9)	-14.3 (4.7)	12.8 (11.3)	27.1 (9.4)	10.3 (6.1)	-4.6 (7.8)	25.8 (8.9)	30.4 (4.9)
Non Douleur	8.5 (10.3)	-3.3 (8)	21.8 (13.1)	25 (6)	-3.2 (12.2)	-18.2 (13.2)	9.1 (13.3)	27.3 (4.4)
p-value	0.063	0.015	0.165	0.396	0.041	0.063	0.063	0.165
$\underline{F_y}$ [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-6.7 (5.2)	-24.1 (4.7)	9.2 (9.8)	33.4 (8.3)	6.6 (7.2)	-12.5 (10)	28.3 (5.9)	40.8 (7.9)
Non Douleur	2.2 (11.5)	-13.6 (15)	17.4 (10.2)	30.9 (6.9)	-10.5 (15)	-27.7 (18.6)	8.2 (15.2)	35.9 (6.1)
p-value	0.089	0.165	0.165	0.331	0.041	0.089	0.026	0.123
$\underline{F_z}$ [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.4 (2.2)	-23.2 (11.5)	23.1 (13.6)	46.3 (24)	1.4 (6.8)	-21.1 (12.7)	20.8 (9)	41.9 (11.9)
Non douleur	1.8 (6.7)	-15 (9.8)	18.3 (7.3)	33.3 (7.9)	-2.9 (8.5)	-23.3 (6.4)	17.6 (11.8)	40.8 (9.3)
p-value	0.535	0.396	0.331	0.165	0.331	0.535	0.331	0.331
Norme [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	27.8 (6.5)	10.1 (1.9)	53.4 (7)	43.3 (6.4)	34.9 (5.6)	12.6 (2.1)	64.9 (7.4)	52.3 (7.8)
Non douleur	31.6 (6.6)	13.4 (4.5)	55.4 (7.2)	41.9 (3.8)	40.2 (8.5)	14.7 (5.7)	69.5 (11.3)	54.8 (13.2)
p-value	0.214	0.214	0.268	0.396	0.165	0.396	0.396	0.465

Revers

Tableau A.25 – Efforts de contact pour le revers pour les trois axes du repère de la hanche en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

$\underline{F_x}$ [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-1 (9.2)	-8.6 (9.9)	6.4 (9.5)	15.1 (3.5)	9.2 (3.4)	1.4 (1.7)	19.9 (6.7)	18.5 (5.4)
Non Douleur	-2.4 (3.8)	-9 (2.5)	3.4 (6.3)	12.4 (4.9)	4.9 (3.4)	-1.6 (3.7)	14.2 (6.9)	15.8 (4.3)
p-value	0.465	0.465	0.268	0.123	0.089	0.123	0.165	0.396
$\underline{F_y}$ [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	-18.5 (8.1)	-28.9 (10.5)	-8.2 (5.4)	20.7 (7.3)	-13.4 (3.9)	-28.8 (8.8)	-3.5 (1.2)	25.3 (8.3)
Non douleur	-13.4 (2.4)	-23.9 (5.2)	-4.5 (1.5)	19.4 (4.1)	-12.4 (2.6)	-28.2 (6.8)	-4.9 (2.2)	23.3 (6.3)
p-value	0.089	0.214	0.165	0.465	0.396	0.535	0.123	0.396
$\underline{F_z}$ [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	17.1 (7.7)	4.2 (6)	31.7 (7.7)	27.5 (7.1)	-12.1 (4.4)	-24.9 (4.1)	-2.9 (4.7)	22 (2.7)
Non douleur	9.8 (2.9)	1.4 (1.1)	20.8 (6.8)	19.4 (6.6)	-10.4 (1.2)	-23.1 (4.2)	-2.1 (1.1)	21 (5.1)
p-value	0.026	0.123	0.026	0.089	0.331	0.268	0.331	0.465
Norme [N.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	29.5 (9.8)	13.5 (5)	46.8 (12.1)	33.4 (8.1)	23.2 (4.8)	9.8 (1.8)	44 (7.9)	34.2 (8.3)
Non douleur	19.8 (3.9)	7.9 (1.8)	34.7 (8)	26.8 (6.5)	19.6 (3.1)	8.6 (1.2)	39.7 (9.5)	31.1 (8.9)
p-value	0.015	0.009	0.041	0.123	0.123	0.268	0.268	0.331

A.10.7 Pression maximale avec la théorie de Hertz

Les résultats complets de l'analyse de la pression maximale obtenue avec la théorie de Hertz sont présentés pour les trois activités étudiées.

Coup droit

Tableau A.26 – Pression maximale aux hanches obtenue avec la théorie de Hertz pour le coup droit en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

<u>P max</u> [MPa.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	9.3 (1)	6.9 (0.8)	11.8 (1.6)	4.9 (1.2)	9.4 (1.1)	7.2 (0.8)	11.5 (1.6)	4.3 (1.1)
Non douleur	9.2 (0.8)	6.9 (0.6)	11.3 (1.3)	4.4 (1.1)	9.4 (0.9)	7.3 (0.8)	11.4 (1.3)	4.1 (1)
p-value	0.473	0.418	0.314	0.223	0.473	0.365	0.527	0.418

Pivot

Tableau A.27 – Pression maximale aux hanches obtenue avec la théorie de Hertz pour le pivot en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

<u>P max</u> [MPa.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	9.5 (1.3)	7.2 (0.8)	12 (1.8)	4.8 (1.1)	9.9 (1.3)	7.4 (0.4)	12.2 (1.9)	4.9 (1.5)
Non douleur	9.3 (0.7)	7.3 (0.7)	11.3 (0.6)	4 (0.5)	10.4 (0.9)	7.8 (1)	12.5 (1.1)	4.7 (1.1)
p-value	0.314	0.365	0.365	0.183	0.147	0.147	0.223	0.473

Revers

Tableau A.28 – Pression maximale aux hanches obtenue avec la théorie de Hertz pour le revers en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

<u>P max</u> [MPa.kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	8.6 (0.8)	6.9 (0.6)	9.9 (0.9)	3 (0.7)	8.8 (1.5)	7.3 (1.1)	10.5 (1.6)	3.2 (0.9)
Non douleur	7.9 (0.9)	6.4 (0.6)	9.3 (1.3)	2.9 (0.8)	8.2 (0.8)	6.8 (0.6)	9.6 (1)	2.8 (0.7)
p-value	0.473	0.051	0.183	0.418	0.314	0.418	0.314	0.365

A.10.8 Critère PV

Les résultats de l'analyse du critère PV sont présentés dans cette partie pour les trois activités étudiées.

Coup droit

Tableau A.29 – Critère PV appliqué aux hanches pour le coup droit en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

<u>PV</u> [W.mm ⁻² .kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.7 (0.2)	0.2 (0)	1.4 (0.5)	1.3 (0.5)	0.6 (0.2)	0.2 (0)	1.2 (0.4)	1.1 (0.4)
Non douleur	0.7 (0.2)	0.2 (0.1)	1.6 (0.5)	1.4 (0.5)	0.6 (0.1)	0.2 (0)	1.1 (0.2)	0.9 (0.2)
p-value	0.473	0.147	0.365	0.365	0.147	0.473	0.314	0.527

Pivot

Tableau A.30 – Critère PV appliqué aux hanches pour le pivot en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

PV [W.mm ⁻² .kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.7 (0.2)	0.2 (0)	1.6 (0.7)	1.4 (0.7)	0.6 (0.2)	0.2 (0)	1.3 (0.6)	1.1 (0.6)
Non douleur	0.7 (0.1)	0.1 (0)	1.5 (0.4)	1.3 (0.4)	0.6 (0.1)	0.2 (0)	1.2 (0.2)	1.1 (0.2)
p-value	0.314	0.147	0.418	0.473	0.473	0.314	0.473	0.418

Revers

Tableau A.31 – Critère PV appliqué aux hanches pour le revers en distinguant côté dominant et côté non dominant. Les valeurs moyennes ainsi que les écarts-types (entre parenthèses) sont présentés.

PV [W.mm ⁻² .kg ⁻¹]	Côté Dominant				Côté non dominant			
	Moy.	Min.	Max.	Amp.	Moy.	Min.	Max.	Amp.
Douleur	0.4 (0.1)	0.1 (0.1)	0.7 (0.3)	0.6 (0.3)	0.4 (0.1)	0.2 (0.1)	0.7 (0.2)	0.6 (0.1)
Non douleur	0.4 (0.2)	0.2 (0)	0.9 (0.4)	0.7 (0.4)	0.4 (0.1)	0.2 (0.1)	0.7 (0.2)	0.5 (0.2)
p-value	0.473	0.223	0.267	0.223	0.365	0.418	0.267	0.365

ANNEXE B

Communications scientifiques

Les communications scientifiques faites lors de cette thèse sont présentés à cette partie en deux parties : les articles scientifiques et les communications orales.

Les articles scientifiques sont les suivants :

- *Physiology, biomechanics and injuries in table tennis : A systematic review* dans Science et Sport, Avril 2020
- *Comparison of hip joint mechanical energetics in table tennis forehand and backhand drives : a preliminary study* dans *International Journal of Racket Sport Science*, Décembre 2019
- *Is ball-racket contact concomitant with the maximal racket velocity in table tennis young talents ?*, en cours de publication

Les communications orales sont les suivantes :

- *Comparison of lower limbs kinematics for table tennis forehand drive between generic and personalized model*, 3DAHM 2018 à Manchester
- *Comparison of hip joint mechanical energy in table tennis forehand and backhand drives : a preliminary study*, ITTF SSC 2019 à Budapest
- Comparaison de l'énergie mécanique pour les gestes de tennis de table : une étude préliminaire, SFTS 2019 à Reims
- *Influenc eof ankle joint model on lower limbs kinematics and kinetics during table tennis forehand drive*, SB 2019 à Poitiers
- *Estimating the GRF under one foot knowing the other one during table tennis strokes : a preliminary study*, SB 2020 à Metz

B.1 Articles Scientifiques

B.1.1 Science et Sports, Avril 2020

Model
SCISPO-3467; No. of Pages 10

ARTICLE IN PRESS

Science & Sports (2020) xxx, xxx–xxx



Disponible en ligne sur
ScienceDirect
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France
EM|consulte
www.em-consulte.com



REVIEW

Physiology, biomechanics and injuries in table tennis: A systematic review

Physiologie, biomécanique et blessures au tennis de table : une revue systématique

C. Ferrandez^a, T. Marsan^{a,*}, Y. Poulet^a,
P. Rouch^a, P. Thoreux^{a,b}, C. Sauret^a

^a Arts et Métiers Institute of Technology, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, 151, boulevard de l'Hôpital, 75013 Paris, France

^b Université Paris 13, Sorbonne Paris-cité, hôpital Avicenne, AP–HP, 93017 Bobigny, France

Received 22 January 2020; accepted 23 April 2020

KEYWORDS

Table tennis;
Literature review;
Physiology;
Biomechanics;
Epidemiology

Summary

Objectives. – Table tennis is a widely practiced sport, often described as a reaction sport. Therefore, players need to practice extensively that may expose them to overuse injuries. For optimizing training with limitation of the injury risk, the knowledges of table tennis physiology, biomechanics and epidemiology are of primary interest.

Methods. – For that purpose, a literature review has been made through a systematic search on three scientific databases. Overall, table tennis physiology is complex due to intense and intermittent efforts. It results that some technological challenges still need to be addressed to accurately quantify this physiology. Besides, current rules changes may modify the table tennis physiological requirements.

Results. – Findings in neurophysiology tend to define table tennis as an anticipation sport rather than a reaction sport and higher occulo-motor skills were found in table tennis population with respect to average population. Regarding biomechanics, some rare studies have been done but none had investigated the energy flow between the upper- and the lower-body, which would be interesting to understand how the energy generated by the footwork contributes to racket velocity.

Conclusion. – Finally, epidemiological studies lack of details on injury locations and diagnosis. These data could be of high interest to improve medical and training care.

© 2020 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

* Corresponding author.
E-mail address: thibault.marsan@ensam.eu (T. Marsan).

<https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.04.007>
0765-1597/© 2020 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Please cite this article in press as: Ferrandez C, et al. Physiology, biomechanics and injuries in table tennis: A systematic review. Sci sports (2020), <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2020.04.007>

MOTS CLÉS

Tennis de table ;
Revue de la
littérature ;
Physiologie ;
Biomécanique ;
Épidémiologie

Résumé

Objectifs. – Le tennis de table est un sport très pratiqué, souvent décrit comme un sport de réaction. De ce fait, les joueurs ont besoin de beaucoup pratiquer, ce qui peut les exposer à des blessures. Pour l'optimisation de l'entraînement, tout en réduisant le risque de blessure, les connaissances de la physiologie, de la biomécanique et de l'épidémiologie du tennis de table sont primordiales.

Méthode. – Dans ce but, une revue systématique de la littérature a été effectuée au travers de trois bases de données. Globalement, la physiologie du tennis de table est complexe à cause d'efforts intenses et intermittents. Il reste alors des challenges techniques à relever pour quantifier précisément cette physiologie. De plus, certains changements dans le règlement tendent à faire évoluer les exigences physiologiques du tennis de table.

Résultats. – Les résultats en neurophysiologie tendent à définir le tennis de table comme un sport d'anticipation plutôt qu'un sport de réaction et des compétences oculomotrices plus élevées ont été trouvées en comparaison à la population moyenne. En ce qui concerne la biomécanique, quelques rares études ont été réalisées mais aucune n'a étudié les contributions d'énergie mécanique dans l'ensemble du corps, ce qui permettrait notamment de mieux comprendre l'effet de la puissance des membres inférieurs sur la vitesse de la raquette et de la balle.

Conclusion. – Finalement, les études épidémiologiques manquent de détails sur le diagnostic et la localisation des blessures. Ces données pourraient être de grand intérêt pour améliorer les soins médicaux et la surveillance de l'entraînement.

© 2020 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

1. Introduction

Table tennis is a racket sport practiced by more than 260 million players around the world, among which 33 million people are registered within the different national federations. Table tennis is often characterized as a reaction sport due to the high velocity of the ball and the short distance between the players. Indeed, players have a very short period of time to return the ball (less than 1 second). During this short delay, table tennis players have to analyse the characteristics of the incoming ball, to decide where to return it and to move to an adequate hitting position to perform the stroke gesture.

To play at a high performance level, the specific gestures must approach a reflex gesture, requiring repetitions through an extensive training, which may expose the athlete to overuse injuries [1]. Hence, there is a need of optimizing the training to improve performance while limiting the risk of injuries. For that purpose, physiology, biomechanics and epidemiology are of primary interest. Some literature review were recently published on match analysis [2] or physiological demand [3] but there is still a lack of evidence-based summary on current knowledge about the physiology (excepted the physiological demand) and biomechanics of table tennis. In addition, no meta-analysis has been made on related injuries in table tennis.

Therefore, this review article attempts to provide a systematic review search on these three fields, i.e. table tennis physiology, biomechanics and injuries; and to draw future research directions to improve performance while limiting injuries.

2. Material and methods

2.1. Search strategy

A systematic search of the relevant literature, following the PRISMA method (Fig. 1), was performed to identify articles published before December 2018 in the three fields of research for the study: physiology, biomechanics, and injuries in table tennis. PubMed, Scopus and IEEE Xplore databases were searched for relevant articles. The requests used in those databases were as following:

- for the physiology: "table tennis" and "physiolog*" or "athletic performance" or "exercise test" or "metabolism" or "aerobic or anaerobic" or "oxygen consumption" or "neurolog*" or "motion perception";
- for biomechanics: "table tennis" and "biomechanic" or "kinematic" or "dynamic*" or "kinetic*" or "angle or speed*" or "rotation*" or "moment*" or "force or top-spin" or "forehand" or "backhand" and not "psycholog*" or "robot*" or "mental*";
- for the injuries: "table tennis" and "injury*" or "illness*" or "sports" and "injuries" or "pathology*" or "disease*").

2.2. Eligibility criteria and study selection

Only publications – full paper or review – written in English and published before December 2018 were included in this study. Publications in which table tennis was not the main

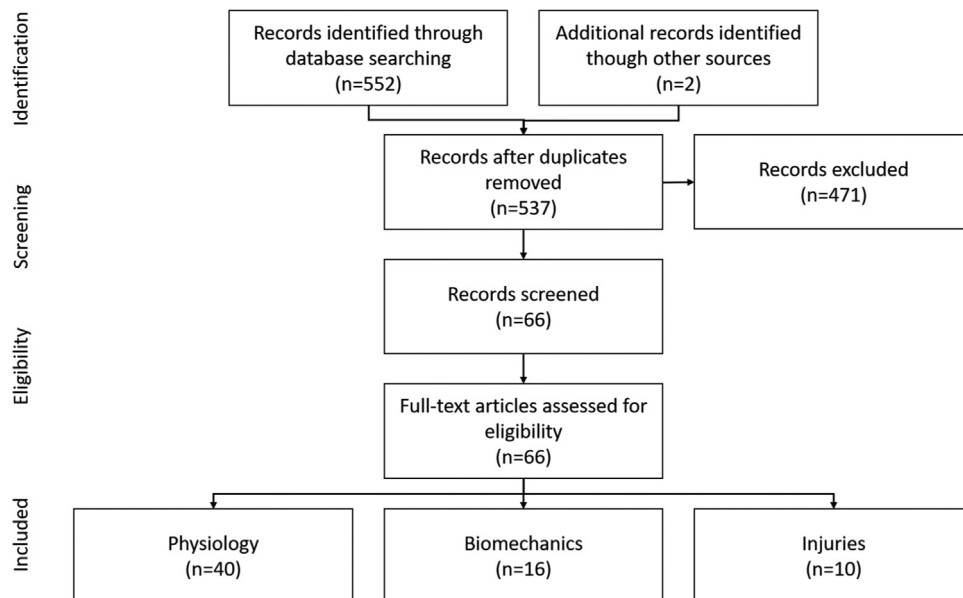


Figure 1 Workflow adapted from the PRISMA method [65] showing the method to identify and select full-text articles for eligibility.

sport studied were excluded. Only able-bodied players were considered, regardless of their level (recreational to elite).

Study selection was performed by two independent reviewers, which would avoid to abusively eliminate an article, based on the abstracts and keywords.

The inclusion criteria for the physiology section was the physiological responses, the energetic demand, aerobic and anaerobic metabolism, ophthalmic behavior, reaction-time, and motion perception while exclusion criteria were the psychology, the focus on performance only and the mention of table tennis as an example. For the biomechanics, inclusion criteria were the kinematics and kinetics of the table tennis player, and the muscle activation. The articles focusing on ball and racket characteristics, psychopathology, ball launcher robot design, and ball trajectory were excluded. The inclusion criteria for the injury section were acute and chronic pain and traumatology during the practice. Common acute and chronic disease as well as movement analysis were excluded from this section.

2.3. Quality assessment

The quality assessment of the articles was performed based on the checklist developed by [4]. Quotation includes nine criteria such as: description of participant's characteristics and sampling method, presentation of the inclusion/exclusion criteria, evaluation of study design suitability and measurement of key-dependent variables, and description of the study limitations; resulting in a maximum of nine points per article.

3. Results

The initial search returned respectively 196, 292, and 68 articles for the physiology, biomechanics and injuries requests. Removing duplicates resulted in 182, 288, and 67 remaining articles, respectively. After selecting

articles based on the inclusion/exclusion criteria previously described, 40, 17 and 10 articles were respectively considered for review.

Results are presented below according to the search field.

3.1. Physiology

After analyzing the topics of the 40 considered articles, they were sorted out into three sub-categories: cardiorespiratory (11 articles), neurophysiology (17 articles), and ophthalmic physiology (12 articles). Article quality assessment resulted in a mean grade of 5.1/9, and ranged from 2 to 7.5. Overall, the design and patient characteristics were well described but study limitations were rarely reported.

3.2. Cardiorespiratory

Regarding the 10 articles included in this sub-category, research focused on the description of table tennis temporal characteristics, physiological demand and specific table tennis physiological test. Studies showed that rallies were short (3.5 seconds in average) interspersed with short breaks (8 to 20 seconds) but resulting in an effort-and-rest (E:R) time ratio (effort time over rest time) lower than 1. Moreover, elite table tennis players (national and international levels) exhibited a lower E:R ratio than within regional experience players, due to longer resting times [3].

These time characteristics result in a complex physiological demand with intermittent profile. Some authors estimated that the metabolic demand was mainly aerobic (96.5%), completed with minor contributions of phosphocreatine breakdown (2.5%) and glycolytic energy (1%) [3]. However, at high level, the contribution of the phosphocreatine breakdown is predominant while the aerobic system is relied on to recover the anaerobic stores used during the intense rallies [5]. Also, a higher respiratory compensation point (RCP) – defined as the point of increase of both ven-

tilatory equivalents of O_2 (VE/VO_2) and CO_2 (VE/VCO_2) – was found in elite players. This is explained by a higher rate of energy restoration during the resting periods, allowing elite players to maintain a higher intensity than lower level players [5]. Comparison between elite and regional players in competition showed no difference on heart rate (HR), oxygen consumption (VO_2) and blood lactate concentration [3]. Despite the higher rallies intensity in elite player, the longer resting time allowed them to compensate.

Because of the complexity of the metabolic demand, which is due to the intermittent nature of the activity, some authors tried to develop physiological tests, dedicated for table tennis. Indeed, among the different parameters measured during classical maximal VO_2 tests (i.e. on a treadmill or on a cycling ergometer), only the blood lactate concentration on the cycle ergometer was related to the table tennis performance [3]. Specific incremental tests with a ball launcher robot were developed to test the maximal oxygen uptake during table tennis practice. However, data comparison of HR, VO_2 , respiratory quotient and lactate do not correspond to the ones obtained during cycling, running or rowing physiological testing [3]. One of the main limits was the inability to obtain maximal VO_2 and lactate values. According to the different authors, more research needs to be performed to develop a specific table tennis physiological test.

Studying the energetic demand and the physical activity level is also an important topic for nutritional management in athlete. Looking at the Compendium of Physical Activities, table tennis is classified as a moderate physical activity with a 4.0 metabolic equivalent (MET), similarly to volleyball and baseball. However, using an indirect calorimetry method (i.e. doubly-labelled water method), Sagayama et al. [6] showed that the energetic demand of table tennis was underestimated. Using an indirect calorimetry technique, the energetic demand of young elite table tennis player was evaluated at about 8 MET during high-intensity training sessions [7]. As a consequence, table tennis was then found equivalent to other vigorous racket sports [8].

In summary, success in table tennis requires the capability to perform high-intensity efforts and to rapidly recover between rallies and matches, in order to maintain both high physical intensity and cognitive functions all along the tournaments [9]. Due to the intensive and intermittent physiological demand in table tennis, classical cardiorespiratory methods fail to discriminate player level. Hence, further studies could try to assess the energetic demand of table tennis through mechanical energy that may be more relevant to reach this goal because mechanical energy is a direct and instantaneous consequence of the physiological demand, contrary to O_2 and CO_2 exchanges and consumption.

3.3. Neurophysiology

This sub-category included 17 articles mainly focusing on reaction-time, visual perception, auditory and haptic (i.e. kinesthetic) perception, brain activity and eyes-hand coordination.

Regarding reaction-time, some authors showed that both the reaction and response-times to a visual stimulus are

shorter for table tennis players than for non-table tennis players [10]. According to the authors, this highlights that elite table tennis players use perceptual, cognitive and motor resources to produce fastest ball motion, which is a key factor to reduce the time available for the opponent to react. Other authors found that elite table tennis players exhibit higher reactivity to stimuli of uncertain location than control subjects [11], suggesting the use of a compensatory strategy by preparing their motor response to high probability events while simultaneously devoting more visual attention to an upcoming event of lower probability. A visual-motor advantage in response-time was also found for subjects having an eye-hand crossed laterality because the functional connection between visual input and motor output only involved one hemisphere [12], saving 30ms in interhemispheric transfer. Finally, no effect of the personality (introvert vs. extravert) was found on neither reaction-time nor directional aspects of the ball flight [13].

Regarding visual, auditory and haptic perception, it was shown that table tennis players use visual information about the opponent to predict the ball trajectory. According to some authors, these predictions are in favor of current theories of joint action, that is, the common coding theory (i.e. suggests a direct link between observation and execution without needing cognitive processing in-between). In this case, the online control of the arm movement is coupled with visual body information about the opponent [14]. Based on functional MRI, anticipation performances were shown to be improved when visual stimuli are accompanied by auditory stimuli, i.e. racket-ball contact sound [15]. Haptic perception was also shown to be better for elite players compared to novices, especially during self-produced movements, which is explained by the functional variability of haptic afferent subsystems [16]. Some authors evaluated the interest of ball balancing and bouncing for talent detection. However, even if those fundamental skills facilitate learning more specific table tennis skills, they play a limited role in table tennis performance [17]. Also, mental imagery was found to enhance performance even in open skills, and to be more efficient when subjects have to build up mental representation with the appropriate environmental stimulations (such as kinesthetic and auditory) [18].

Regarding brain activity, it was shown that high motor skills in table tennis require high attentional demand, which is associated with focused excitability of the motor cortex during reaction, movement planning and execution. These authors suggest that “less activation of the frontoparietal attention network may be necessary to become a world champion” [19]. In addition, highly skilled individuals were shown to present less cortical activation when elaborated skills become automatic, which refers to the “neural efficiency hypothesis”. Indeed, expert players appeared to show less desynchronized brain activity in the left hemisphere and more coherent brain activity between fronto-temporal and premotor oscillations in the right hemisphere [20]. These authors hypothesize less interferences of irrelevant verbal-analytical communication with motor control mechanisms. According to these authors, this facilitates the state of flow experience and seems to be related with world rank in expert players. Another study found that elite and sub-elite table tennis players exhibit above average scores on higher-level cognitive functions such as working

memory (short-term memory), inhibitory control (capacity to inhibit natural and habitual responses) and cognitive flexibility (ability to switch attention) [21]. Finally, anxiety was found to impair both performance effectiveness and efficiency [22]; and the decrements are more pronounced on working memory under high demands.

Regarding motor coordination, some authors suggest that eye-hand coordination could be used for talent identification [23]. In particular they proposed to test children by asking them to throw a table tennis ball against a vertical table (placed at 1 meter) with one hand and to catch it with the opposite hand as many times as possible in 30 seconds. However, they also suggested that longitudinal studies need to be performed to further evaluate the predictive value of this test. Another study focused on head, eye and arm coordination under different temporal constraints and found that there is a functional coupling between perception and action during time-constrained, goal-directed actions [24]. Adaptations were observed on gaze, head and hand movement depending on the timing of the cues. In a late-cue condition, even expert players' adaptation was not sufficient to preserve their stroke accuracy. Moreover, mental fatigue was found to decrease both ball velocity and accuracy [25]. Aune et al. [26] also showed that professional players stroke accuracy was less affected by fatigue than lower skilled players because they would be able to adapt their gesture, thus soliciting their muscles differently. This change in muscle recruitment would allow the local muscular fatigue to be limited.

3.4. Ophthalmic physiology

Twelve articles were included in this sub-category, mainly focused on visual performances, visual behavior, and visual gaze strategy during a table tennis rally.

Due to high ball velocity and specific trajectories (as a consequence of the ball-spin), table tennis players need to train their ophthalmic skills. Ophthalmologic tests showed that high level players exhibited a better dynamic visual acuity, a wider visual field and a superior recognition of peripheral targets than average people [27]. These skills are useful to high level table tennis players to decrease the amount of information to be processed. The repetition of training sessions leads players to use their peripheral vision to obtain relevant information and to keep fovea vision close to interest areas. By doing so, expert players are able to decrease the amount of fixation points required to create a coherent perceptual representation of the stroke performed by their opponent [28]. High level table tennis players also exhibited better adaptation to the perceptual demands resulting from varied and decelerated ball trajectories [29,30] and to a stimulus velocity in coincidence-anticipation timing. Under high stimulus velocity, table tennis players were found to exhibit higher coincidence-anticipation timing accuracy than tennis and badminton players [31], which could be related to the characteristics of the flying object.

Besides, not all the scene and the action are visualized by the table tennis player because he needs to select critical information among the amount of information available from its environment to provide an adequate response.

Expert table tennis players focused their gaze on small areas suggesting enhanced attention on the ball and the opponent, and fewer consideration for the surrounding areas [14,32]. Their spatial variability was also more reduced at the ball and racket contact point rather than at movement initiation [33]. Also, they used fewer fixations of longer duration [28] on areas of interest but with a narrower directional distribution [32]. Gaze is composed with saccades (the place where eyes are fixing the object) and microsaccades which could indicate the places on which the mind is unconsciously focusing on. The study of the microsaccades showed that high level table tennis players exhibited more microsaccades than novice players during the post bounce period but with longer duration and amplitude in order to figure out the opponent's motor action earlier. Finally, the orientation of the microsaccades was conditioned by objects that attracted visual attention and not by the direction in which the action is expected to be performed [34]. Analysis of the visual strategy showed that elite players focused on their opponent's body until ball-racket contact [28]. The fixation on the opponent was obtained systematically during matches but not during forehand sessions. Once the opponent had hit the ball, only the first part of the ball's trajectory was tracked by the player [35]. It was also shown that elite players tracked the ball earlier during the flight and then kept their gaze stable on a predicted location, in advance of the ball before to hitting it [24,36]. Besides, the visual search strategy was different in relation with the nature of the stroke, both on the focus area on the opponent [28] and on the fixation time on the ball [36]. Indeed, during topspin forehand, expert players focus on the distal cues (i.e. arm) whereas they focus on proximal cues (i.e. hand-racket and trunk) during backhand [28]. Also, players tracked the ball more often and for longer periods of time during backhand than during forehand [36].

Finally, Rodrigues et al. [24] showed that performance level depended on the time during which the players focused on where to return the ball, which is called the "quiet eye duration". High skilled players can reduce this duration and compensate with a reduction of their arm velocity at impact to maintain a certain level of stroke accuracy. But there is a limit to this duration restriction and a very late information ultimately results in a decrease in the stroke accuracy. Bootsma [33] showed that once these players have started the gesture to return the ball, they do not need additional visual information to finish the stroke. These results mean that the training needs to be as intensive as matches in order to work on taking information at the real temporality.

3.5. Biomechanics

Regarding the 16 papers related to table tennis biomechanics, they were split into three sub-categories: kinematics (9 articles), kinetics (4 articles), and muscle activation (3 articles). Some papers focused on forehand drive (6 articles), some analyzed the backhand drive (4 articles) and other did not specify any information regarding the stroke to perform. Two additional PhD Theses about the mechanical contribution of the arm during backhand topspin [37] and the development of a biomechanical model applied to forehand drives [38] were included. These two PhD Theses were

obtained through an additional search on a motor engine. Article quality assessment resulted in a mean grade of 6.3/9 and ranged from 2.5 to 7.5. Overall, the participants are well described but the methods are sparsely or poorly described.

Whatever the focus is, the determination of the motion phases is the first challenge to be addressed for biomechanical analysis. Some authors split the stroke into two phases: backward and forward motion [39,40]. Another author split the movement into three phases: backswing, batting, and waving [41]. Iino et al. [39] used synchronized videos to determine the phases manually. To determine the different phases automatically, Qian et al. [40] used the knee flexion and the hip internal rotation. Others used the racket velocity and position for the detection of those phases [38]. To date, identification of the ball-racket impact remained a challenge and authors generally hypothesized that the ball-racket impact is concomitant with the instant of maximum racket velocity [42].

3.6. Kinematics

Regarding kinematics, few studies (2 articles) focused on the lower limb joints while the other studied the upper-limb joints or the racket (7 articles). Compared to intermediate players, high skilled players exhibited larger hip flexion and knee external rotation at the end of the backward motion; and larger hip internal rotation and extension at the end of the forward motion [40]. Iino [43] demonstrated the relation between the peak value of pelvis axial rotation and the horizontal velocity of the racket. Professional players also exhibited a higher range of motion of their upper limbs than collegiate players, during both backhand [44] and forehand drives [39]. In addition, this higher range of motion was covered in less time for advanced players than for lower skilled players [39], which implies a faster motion of the racket leading to a faster ball [45]. Bańkosz and Winiarski [46] reported angular velocities for the whole body on national junior female players and also showed that racket velocity was related to arm internal rotation and shoulder adduction during forehand drive; and to arm abduction during backhand drive. Differences were observed in both shoulder and foot orientation (with respect to the table) between long-line and cross-court (CC) trajectory shots, with higher angles during long-line shots [47]. Besides, the orientation of the racket was higher in long-line shots, which may be associated to the shot direction. Analysis of time distribution during strokes showed that the duration of the forward motion is not significantly different between players. However, players could extend the total stroke duration by increasing the backswing duration [42]. Finally, it was shown that good players exhibited a higher consistency of racket orientation at ball impact than less skilled players, while exhibiting a higher variability in their joint configuration at impact, which mean a better exploitation of the joint redundancy [48].

3.7. Kinetics

Among the four articles included in this sub-category, two focused on the upper limbs and the other two on the lower limbs. These studies allowed to measure vertical forces up to

1.5 times the body weight during table tennis activity [41]. The power flow through the body was also studied [49–51] and lower limbs joint where found as the primary source of energy during forehand drives [51]. Also, horizontal velocity of the racket was found related to the torque of hip axial rotation on the playing side. This study also suggests that the technique to generate the vertical velocity of the racket may vary among players. Regarding the upper limbs, advanced players exhibited a higher shoulder internal rotation torque than intermediate players during topspin forehand, which allows for more mechanical energy to be transferred from the trunk to the upper arm. The shoulder net joint forces, which peaked just before impact, also provided additional energy to the racket [49]. During topspin backhand drive, against both back- and top-spins, energy transferred by the shoulder joint was the largest contributor to the mechanical energy of the playing arm. Besides, this energy flow was greater against backspin than against topspin (34 and 28%, respectively) [51]. According to these authors, these results suggest that the upward thrust of the shoulder and the late timing of the axial rotation of the upper trunk are important for an effective topspin backhand. It has also been demonstrated that the mass of the racket (ranging from 153.5 g to 201.5 g) did not impact the kinematics or the kinetics of the table tennis topspin backhand [50].

3.8. Muscle activation

Regarding muscle activity during forehand drive, Tsai et al. [52] did not find any difference in EMG maximal amplitude of upper-limb muscles before ball impact between topspin and backspin incoming balls. It was however shown that muscle activity of playing side lower limb muscles depended on the stroke type [53] with higher activity during offensive strokes than during defensive strokes, which would increase muscular fatigue. Other authors [54] showed that experienced players have a lower muscle activity on the lower limbs than amateur players during backspin.

3.9. Injuries

Regarding the search on table tennis related injuries, 10 articles were found and were included into two sub-categories: acute (3 articles) and chronic (7 articles) injuries. Article quality assessment ranged these articles from 2 to 5.5 with a mean grade of 4.6/9 because, if the methods and the patient characteristics were appropriate and generally well described, limitations were often missing.

3.10. Acute injuries

Three papers focused on acute injuries. One of them was a case report about fingers dislocation in a recreational player, which is reported as a rare case (only ten cases in the literature) [55]. The other two were descriptive epidemiology studies during the Summer Olympics Games [56,57] where a low injury incidence was reported for table tennis (0–3%). In these studies, one third of the injuries were estimated to lead to more than one week of absence from sports and less than 5% to more than a month. The proportion of injuries

during training sessions was higher in table tennis than during competition and about 50% of diagnoses affected the lower limbs, and 50% affected the upper-body. The most prevalent diagnoses were ankle sprain and thigh strain. The injury localizations were however not reported precisely.

3.11. Chronic injuries

Among the seven articles focusing on chronic injuries, five dealt with the upper limbs. Most of them were clinical cases [58–61] about young players and concerned various playing levels. Kamonseki et al. [62] showed that table tennis players suffer from a deficit of glenohumeral internal rotation on the dominant side but the global rotation was preserved. The relation between shoulder pain and the deficit was however still no elicited. It was also shown that increasing the table tennis athletic activity in few weeks could have an effect on bones, such as a stress fracture of the ulna [59]. One article focused on vertebral column complaints [63] and did not find any relation between the competition and dorsalgia. Finally, only Kondric et al. [64] provided epidemiological data with injuries localizations for top Slovenian racket sport players (table tennis, tennis and badminton). Most of the injuries in top table tennis players were located at the shoulder (about 20% of the reported injuries) followed by the hip and the spine (about 15% each), the ankle (about 13%) and the wrist (about 11%). Unfortunately, the diagnoses were not reported (muscle tissues, joint and tendon injuries, etc.).

4. Discussion

This paper aimed at providing a systematic review on current knowledges of table tennis physiology, biomechanics and injury. Overall, table tennis involves intermittent efforts with short-high-intensity efforts during rallies (about 3.5 seconds in average) interspersed with short resting period between them. It results in a complex physiological demand where – even if the energy covering was mainly ensured by the aerobic system – the phosphocreatine breakdown contribution was found critical for performance. Changes in table tennis rules resulting in a limitation of break durations between rallies would limit the recovery time and therefore lead to changes in table tennis physiology, more especially in an increased contribution of the anaerobic system. Besides, due to this complex physiological demand, specific table tennis physiological tests that were developed failed in being discriminative for performance and to reflect physiology obtain on more classical test on bicycle, treadmill or rowing ergometers. Because mechanical energy is an instantaneous output of the muscular work, biomechanical studies might be more effective to study table tennis physiology. However, such methods require costly instrumentation including force plates and motion capture systems. In addition it would require accurate assessment of body segment inertial parameters of each individual, which currently remain a challenge in the field of biomechanics.

Thanks to their intensive practice, table tennis players exhibit a better reaction-time than non-table tennis players as well as an improved field of vision. Besides, elite players need less visual information than intermediate players,

allowing processing time to be spared and to devote longer time to prepare their stroke. Also, during receives, players focus their gaze on their opponent's body and arm in order to predict the incoming ball characteristics. Therefore, table tennis can be considered as an anticipation sport rather than a reaction sport. This underlines the importance of varying sparring-partners/opponents in order to store in mind a maximum of different strokes and to be able to adequately react to many scenarios. Also, table tennis playing robots could not be as useful as expected in table tennis training because they cannot replicate the opponent body motion and the player cannot learn to detect relevant information from the opponent's body. It can however still be an opportunity for footwork training or for fixing technical gesture in young players.

Due to the restricted time between two strokes and the necessity to anticipate the ball trajectory, training sessions need to be as intensive as competition matches. Table tennis requires a high attentional demand, but highly skilled individuals present less cortical activation than intermediate players that is assumed to be related to the state of "flow experience". This mental state can only be attained by players for whom strokes became automatic, which requires numerous hours of training. In order to reduce the training load, mental imagery can be an alternative to enhance performance. However, it was shown to be really efficient only in an appropriate kinesthetic and auditory environment.

Biomechanics analysis requires phase detection. This seems to be of particular interest but none of the study agree on the method to determine these phases. In terms of biomechanics, high level players exhibit higher range of motion than intermediate level players on both upper and lower limbs during classical strokes. The hip joint is highly involved in table tennis strokes and a noticeable relation was found between hip joint torques and racket horizontal velocity. Also, the mechanical energy involved in a stroke is mainly produced by the lower limbs. The shoulder joint was found to be the principal contributor to the energy of the playing arm. The high involvement of both the shoulder and the hip in table tennis performance could also be analyzed in regard of the injuries, which mainly occur at these joints (20% for shoulders and 15% for the hips).

Unfortunately, epidemiological studies were rare and, in most of them, the localizations, the diagnoses and the effects on the training or competition calendar of the player were not reported. Those data could be helpful to better understand the apparition of injuries to set up prevention and training care, which would improve performance. Therefore, relation between biomechanics and overuse injuries are difficult to draw.

5. Conclusion

To conclude, many efforts have been made to develop specific physiological tests, but they remain inefficient. Development of energetic methods based on mechanical energy could be interesting to characterize table tennis physiological demand, but it remains a technological challenge. The evolution of table tennis rules tends to reduce resting time, which would modify the physiological demand that would necessitate to be re-evaluated. Research on

table tennis biomechanics have been conducted on upper- or lower-limbs but no study had considered the full body and the link between lower limb and upper-body biomechanics during table tennis strokes that would be interesting to make the linkage from the footwork to the racket velocity. Regarding injury analysis, future epidemiological research would have to pay attention on collecting more detailed data than injury location, including diagnoses. These data would be helpful for the physicians and the medical staff to improve the medical and training care.

Funding

This study was supported by the French ministry of sports (grant 17r22).

Disclosure of interest

The authors declare that they have no competing interest.

References

- [1] Munivrana G, Paušić JKN. The influence of long-term table tennis training on the incidence of the improper postural alignments (paramorphisms). *Int Table Tennis Sport Sci Congr* 2007;10:1–8 [Kosinac 2002].
- [2] Zhang H, Zhou Z, Yang Q. Match analyses of table tennis in China: a systematic review. *J Sports Sci* 2018;36(23):1–12 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85044921822&doi=10.1080%2F02640414.2018.1460050&partnerID=40&md5=47b667e04c8fccb74810d17ac66c82d7>].
- [3] Zagatto AM, Kondric M, Knechtle B, Nikolaidis PT, Sperlich B. Energetic demand and physical conditioning of table tennis players. A study review. *J Sports Sci* 2018;36(7):724–31 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85020165412&doi=10.1080%2F02640414.2017.1335957&partnerID=40&md5=d5bad7161eddc6017d4b79faab269ad9>].
- [4] Webster MJ, Morris ME, Galna B. Shoulder pain in water polo: a systematic review of the literature. *J Sci Med Sport* 2009;12(1):3–11.
- [5] Kondric M, Zagatto AM, Sekulic D. The physiological demands of table tennis: a review. *J Sports Sci Med* 2013;12(3):362–70.
- [6] Sagayama H, Hamaguchi G, Toguchi M, Ichikawa M, Yamada Y, Ebine N, et al. Energy requirement assessment in Japanese table tennis players using the doubly labeled water method. *Int J Sport Nutr Exerc Metab* 2017;27(5):421–8.
- [7] Sperlich B, Koehler K, Holmberg H-C, Zinner C, Mester J. Table tennis: cardiorespiratory and metabolic analysis of match and exercise in elite junior national players. *Int J Sports Physiol Perform* 2011;6(2):234–42 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-79958837390&partnerID=40&md5=a09c39db8d0cd864b13fb1f30e8f9e25>].
- [8] Ainsworth BE, Haskell WL, Herrmann SD, Meckes N, Bassett DR, Tudor-Locke C, et al. 2011 compendium of physical activities: a second update of codes and MET values. *Med Sci Sports Exerc* 2011;43(8):1575–81.
- [9] Kondrić M, Sindik J, Furjan-Mandić G, Schiefler B. Participation motivation and student's physical activity among sport students in three countries. *J Sport Sci Med* 2013;12(1):10–8 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-8487733557&partnerID=40&md5=fcb75ffa808a1038b414f54a7f8c3122>].
- [10] Padulo J, Pizzolato F, Tosi Rodrigues S, Migliaccio GM, Attene G, Curcio R, et al. Task complexity reveals expertise of table tennis players. *J Sports Med Phys Fitness* 2016;56(2):149–56 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84962606490&partnerID=40&md5=9ec7ec8d70e9ba94ed7005518f8f5e6a>].
- [11] Hung T-M, Spalding TW, Maria DLS, Hatfield BD. Assessment of reactive motor performance with event-related brain potentials: attention processes in elite table tennis players. *J Sport Exerc Psychol* 2004;26(2):317–37 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-3042607737&partnerID=40&md5=14df40938f21561c44f340b8e07fa373>].
- [12] Azémar G, Stein J-F, Ripoll H. Effects of ocular dominance on eye-hand coordination in sporting duels. *Sci Sport* 2008;23(6):263–77 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-55249096441&doi=10.1016%2Fj.scispo.2008.06.004&partnerID=40&md5=49377c822668544bf3926e02eff7e079>].
- [13] Whiting HTAA, Hutt JWRR. The effects of personality and ability on speed of decisions regarding the directional aspects of ball flight. *J Mot Behav* 1972;4(2):89–97 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-2642685372&doi=10.1080%2F00222895.1972.10734923&partnerID=40&md5=dc1c64789a9b86d4adc3571386b9631d>].
- [14] Streuber S, Mohler BJ, Bühlhoff HH, de la Rosa S. The influence of visual information on the motor control of table tennis strokes. *Presence Teleoperators Virtual Environ* 2012;21(3):281–94 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84866528907&partnerID=40&md5=f3e5d18e7cb094bc86d05713dc352c99>].
- [15] Bischoff M, Zentgraf K, Pilgramm S, Stark R, Krüger B, Munzert J. Anticipating action effects recruits audiovisual movement representations in the ventral premotor cortex. *Brain Cogn* 2014;92:39–47 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84908611925&doi=10.1016%2Fj.bandc.2014.09.010&partnerID=40&md5=15c63827dc77639be9470ea030af2108>].
- [16] Park C, Kim S. Haptic perception accuracy depending on self-produced movement. *J Sports Sci* 2014;32(10):974–85 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84896488974&doi=10.1080%2F02640414.2013.873138&partnerID=40&md5=dcf99e8035d1657aab6684777a4a4a2>].
- [17] Toriola AL, Toriola OM, Igbokwe NU. Validity of specific motor skills in predicting table-tennis performance in novice players. *Percept Mot Skills* 2004;98(2):584–6 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-3342980586&partnerID=40&md5=fe093724f5bb9ffdf2d45259ebe866f4>].
- [18] Guillot A, Collet C, Dittmar A. Influence of environmental context on motor imagery quality: an autonomic nervous system study. *Biol Sport* 2005;22(3):215–26 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-27144475819&partnerID=40&md5=d3f0e0af2c3e5ad8e898142f3d513f1e>].
- [19] Wolf S, Brolz E, Scholz D, Ramos-Murguialday A, Keune PM, Hautzinger M, et al. Winning the game: brain processes in expert, young elite and amateur table tennis players. *Front Behav Neurosci* 2014;8:1–12.
- [20] Wolf S, Brolz E, Keune PM, Wesa B, Hautzinger M, Birbaumer N, et al. Motor skill failure or flow-experience? Functional brain asymmetry and brain connectivity in elite and amateur table tennis players. *Biol Psychol* 2015;105:95–105 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0->

- 84921854709&doi=10.1016%2Fj.biopsycho.2015.01.007&partnerID=40&md5=36ae33c1c59b6043088e438bf0b470b4].
- [21] Elferink-Gemser MT, Faber IR, Visscher C, Hung TMT-M, De Vries SJ, Nijhuis-Vandersanden MWGG. Higher-level cognitive functions in Dutch elite and sub-elite table tennis players. *PLoS One* 2018;13(11):1–13 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85056426869&doi=10.1371%2Fjournal.pone.0206151&partnerID=40&md5=d186427115283239d56c167da0d44296>].
- [22] Williams AM, Vickers J, Rodrigues S. The effects of anxiety on visual search, movement kinematics, and performance in table tennis: a test of Eysenck and Calvo's processing efficiency theory. *J Sport Exerc Psychol* 2002;24(4):438–55 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0036449194&partnerID=40&md5=7e07cb3d1320ebbb4f5c3c52fd2660b2>].
- [23] Faber IR, Oosterveld FGJ, Nijhuis-Van der Sanden MWG. Does an eye-hand coordination test have added value as part of talent identification in table tennis? A validity and reproducibility study. *PLoS One* 2014;9(1):e85657.
- [24] Rodrigues ST, Vickers JN, Williams AM. Head, eye and arm coordination in table tennis. *J Sports Sci* 2002;20(3):187–200 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0036211270&doi=10.1080%2F026404102317284754&partnerID=40&md5=cf81ef0970e5ba2560bd53ae975f4b09>].
- [25] Le Mansec Y, Pageaux B, Nordez A, Dorel S, Jubeau M. Mental fatigue alters the speed and the accuracy of the ball in table tennis. *J Sports Sci* 2018;36(23):2751–9, <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2017.1418647>.
- [26] Aune TK, Ingvaldsen RP, Ettema GJC. Effect of physical fatigue on motor control at different skill levels. *Percept Mot Skills* 2008;106(2):371–86 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-44349107782&doi=10.2466%2FPMS.106.2.371-386&partnerID=40&md5=37f127f70be21b124e987944e5eb6433>].
- [27] Hughes PK, Bhundell NL, Waken JM. Visual and psychomotor performance of elite, intermediate and novice table tennis competitors. *Clin Exp Optom* 1993;76(2):51–60 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0002606240&doi=10.1111%2Fj.1444-0938.1993.tb05090.x&partnerID=40&md5=b47c227dab3b4e6c8cd2cddb5b9aab>].
- [28] Piras A, Lanzoni IM, Raffi M, Persiani M, Squatrito S. The within-task criterion to determine successful and unsuccessful table tennis players. *Int J Sport Sci Coach* 2016;11(4):523–31 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84986310011&doi=10.1177%2F1747954116655050&partnerID=40&md5=77152b2f0ca058d0ee7cad7e2db894c0>].
- [29] Ripoll H, Latiri I. Effect of expertise on coincident-timing accuracy in a fast ball game. *J Sports Sci* 1997;15(6):573–80.
- [30] Zhao Q, Lu Y, Jaquess KJ, Zhou C. Utilization of cues in action anticipation in table tennis players. *J Sports Sci* 2018;36(23):2699–705 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85045188099&doi=10.1080%2F02640414.2018.1462545&partnerID=40&md5=415b563d30f652e589c232451528f79a>].
- [31] Akpinar SS, Devrilmez E, Kirazci S. Coincidence-anticipation timing requirements are different in racket sports. *Percept Mot Skills* 2012;115(2):581–93.
- [32] Piras A, Raffi M, Perazzolo M, Malagoli Lanzoni I, Squatrito S. Microsaccades and interest areas during free-viewing sport task. *J Sports Sci* 2017;37(9):1–8 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85029597649&doi=10.1080%2F02640414.2017.1380893&partnerID=40&md5=85a908252f340f65b85273a49eb2652>].
- [33] Bootsma RJ, Fernandez L, Morice AHP, Montagne G. Top-level players' visual control of interceptive actions: Bootsma and Van Wieringen (1990) 20 years later. *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 2010;36(4):1056–63 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-77955824837&doi=10.1037%2Fa0019327&partnerID=40&md5=b1aca54e0642b193186a44399660611b>].
- [34] Piras A, Raffi M, Lanzoni IM, Persiani M, Squatrito S. Microsaccades and prediction of a motor act outcome in a dynamic sport situation. *Investig Ophthalmol Vis Sci* 2015;56(8):4520–30 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84939803361&doi=10.1167%2Fiovs.15-16880&partnerID=40&md5=34c099890b15b9819249d90e35c343d8>].
- [35] Ripoll H. Uncertainty and visual strategies in table tennis. *Percept Mot Skills* 1989;68(2):507–12 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0024651510&partnerID=40&md5=fdad8b707fd4f14d4a3266ff10ce3184>].
- [36] Ripoll H, Fleurance P. What does keeping one's eye on the ball mean? *Ergonomics* 1988;31(11):1647–54 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0024253583&doi=10.1080%2F00140138808966814&partnerID=40&md5=e06c3e11b99cf1f26208a0a8aab6a378>].
- [37] Ebrahim HRH. The mechanical contribution of the arm movement during the performance of the back hand topspin table tennis players; 2010.
- [38] Zhiging Z. Biomechanical analysis and model development applied to table tennis forehand strokes. School of mechanical and aerospace engineering (NTU) & Wolfson School of mechanical electrical and manufacturing engineering (LU); 2017.
- [39] Iino Y, Kojima T. Kinematics of table tennis topspin forehands: effects of performance level and ball spin. *J Sports Sci* 2009;27(12):1311–21 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-74949132521&doi=10.1080%2F02640410903264458&partnerID=40&md5=4894ac0fc70c7552c92031ceddd63e88>].
- [40] Qian J, Zhang Y, Baker JS, Gu Y. Effects of performance level on lower limb kinematics during table tennis forehand loop. *Acta Bioeng Biomech* 2016;18(3):149–55 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84994517590&doi=10.5277%2FABB-00492-2015-03&partnerID=40&md5=d8e251500c74e6c7c57274bc63c832ec>].
- [41] Yan X. Effects of friction property on biomechanics of lower limbs of table tennis players. *Acta Tech CSAV* 2017;62(3):29–36 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85029491340&partnerID=40&md5=ba2dd9b77b2049f8058c6fbcaa9707bd>].
- [42] Bańkosz Z, Winiarski S. The kinematics of table tennis racquet: differences between topspin strokes. *J Sports Med Phys Fitness* 2017;57(3):202–13 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85013158178&doi=10.23736%2F50022-4707.16.06104-1&partnerID=40&md5=d5d541897f528d4e14ad91e1702246b3>].
- [43] Iino Y. Hip joint kinetics in the table tennis topspin forehand: relationship to racket velocity. *J Sports Sci* 2017;36(7):1–9 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85021215544&doi=10.1080%2F02640414.2017.1344777&partnerID=40&md5=385a26d8b99b5fb1bc38d1a394224216>].
- [44] Iino Y, Mori T, Kojima T. Contributions of upper limb rotations to racket velocity in table tennis backhands against topspin and backspin. *J Sports Sci* 2008;26(3):287–93 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-37349060109&doi=10.1080%2F02640410701501705&partnerID=40&md5=190c8b53039e8332a577b5263371c528>].
- [45] Mao B-J. Biomechanical analysis of two techniques performed in table tennis. *Appl Mech Mater* 2012;183:1658–61 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record>].

- uri?eid=2-s2.0-84869839271&doi=10.4028%2Fwww.scientific.net%2FAMM.182-183.1658&partnerID=40&md5=9e23a3fb5d860851664dfb3ee6cc8d818].
- [46] Bańkosz Z, Winiarski S. The evaluation of changes of angles in selected joints during topspin forehand in table tennis. *Motor Control* 2018;22(3):314–37 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85049213359&doi=10.1123%2Fmcc.2017-0057&partnerID=40&md5=cab00c353caacdb11f060989fa337c5d9>].
- [47] Malagoli Lanzoni I, Bartolomei S, Di Michele R, Fantozzi S. A kinematic comparison between long-line and cross-court top spin forehand in competitive table tennis players. *J Sports Sci* 2018;36(23):2637–43 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85044448165&doi=10.1080%2F02640414.2018.1456394&partnerID=40&md5=743f831305649479022d127fc0add4d9>].
- [48] Iino Y, Yoshioka S, Fukashiro S. Uncontrolled manifold analysis of joint angle variability during table tennis forehand. *Hum Mov Sci* 2017;56:98–108, <http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2017.10.021>.
- [49] Iino Y, Kojima T. Kinetics of the upper limb during table tennis topspin forehands in advanced and intermediate players. *Sport Biomech* 2011;10(4):361–77 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84857664772&doi=10.1080%2F14763141.2011.629304&partnerID=40&md5=17ee2d8274778c79509e8cd3e9e47b18>].
- [50] Iino Y, Kojima T. Effect of the racket mass and the rate of strokes on kinematics and kinetics in the table tennis topspin backhand. *J Sports Sci* 2016;34(8):721–9 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84955676995&doi=10.1080%2F02640414.2015.1069377&partnerID=40&md5=f1bc79989b794fff76654cfd4eb2d2e>].
- [51] Iino Y, Kojima T. Mechanical energy generation and transfer in the racket arm during table tennis topspin backhands. *Sport Biomech* 2016;15(2):180–97 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84964478521&doi=10.1080%2F14763141.2016.1159722&partnerID=40&md5=df5e3838d93b705c2543e4242628b2e0>].
- [52] Tsai C-L, Pan K-M, Huang K-S, Chang T-J, Hsueh Y-C, Wang L-M, et al. The surface emg activity of the upper limb muscles in table tennis forehand drives. *Proc XXVIII Int Symp Biomech Sport* 2010 2010;1:305–8 [Available from: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/viewFile/4448/4137>].
- [53] Le Mansec Y, Dorel S, Hug F, Jubeau M. Lower limb muscle activity during table tennis strokes. *Sport Biomech* 2018;17(4):442–52 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85029457731&doi=10.1080%2F14763141.2017.1354064&partnerID=40&md5=61e429fa1925f1060358b76fd030448b>].
- [54] Wang M, Fu L, Gu Y, Mei Q, Fu F, Fernandez J. Comparative study of kinematics and muscle activity between elite and amateur table tennis players during topspin loop against backspin movements. *J Hum Kinet* 2018;64(1):25–33 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85055642551&doi=10.1515%2Fhukin-2017-0182&partnerID=40&md5=83a99b775c8dbec4ddb7e45432576981>].
- [55] Ron D, Alkalay D, Torok G. Simultaneous closed dislocation of both interphalangeal joints in one finger. *J Trauma Inj Infect Crit Care* 1983;23(1):66–7 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0020683949&partnerID=40&md5=20c9dad5392cfa124fa4d0cf1bc579cd>].
- [56] Junge A, Engebretsen L, Mountjoy ML, Alonso JM, Renström PAFH, Aubry MJ, et al. Sports injuries during the Summer Olympic Games 2008. *Am J Sports Med* 2009;37(11):2165–72 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-70649086045&doi=10.1177%2F0363546509339357&partnerID=40&md5=467546a31466df18abb9e4cb41c7b751>].
- [57] Soligard T, Steffen K, Palmer D, Alonso JM, Bahr R, Lopes AD, et al. Sports injury and illness incidence in the Rio de Janeiro 2016 Olympic Summer Games: a prospective study of 11,274 athletes from 207 countries. *Br J Sports Med* 2017;51(17):1265–71 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85028291510&doi=10.1136%2Fbjsports-2017-097956&partnerID=40&md5=abc9ff84ed506c2653e7fd77b6f744c>].
- [58] Pintore E, Maffulli N. Osteochondritis dissecans of the lateral humeral condyle in a table tennis player. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23(8):889–91 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0025788081&partnerID=40&md5=fc6eaa9b90bf276f0c7b39dfc755258>].
- [59] Petschnig R, Wurnig C, Rosen A, Baron R. Stress fracture of the ulna in a female table tennis tournament player. *J Sports Med Phys Fitness* 1997;37(3):225–7.
- [60] Copcu E. Sport-induced lipoma. *Int J Sports Med* 2004;25(3):182–5 [1270.e1-1270.e4. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-1942441642&doi=10.1055%2Fs-2003-45254&partnerID=40&md5=af324fa026a9dca62cad32717423ee81>].
- [61] Tsuda E, Ishibashi Y, Sato H, Yamamoto Y, Toh S. Osteochondral autograft transplantation for osteochondritis dissecans of the capitellum in nonthrowing athletes. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg* 2005;21(10) [1270.e1-1270.e4. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-26844547013&doi=10.1016%2Fj.arthro.2005.06.006&partnerID=40&md5=6fc633b19b7759660436ff6569c0bbce>].
- [62] Kamoneki DH, Cedin L, Habechian FAP, Piccolomo GF, Camargo PR. Glenohumeral internal rotation deficit in table tennis players. *J Sports Sci* 2018;36(23):2632–6 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85031492498&doi=10.1080%2F02640414.2017.1392072&partnerID=40&md5=9ab3e3cf2699663d6d2d15155d25b26b>].
- [63] Raschka C, Weber O. Orthopedic checklist: table tennis. *Sport Orthopädie Traumatol* 2004;20(4):265–6 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-12344329569&partnerID=40&md5=6d38af287c89710dadcd268755b5901be>].
- [64] Kondrič M, Matković BR, Furjan-Mandić G, Hadžić V, Dervišević E, Kondrič M, et al. Injuries in racket sports among Slovenian players. *Coll Antropol* 2011;35(2):413–7 [Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-79959758660&partnerID=40&md5=d6f69810a76a10b992f61cac20671fdf>].
- [65] Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. PRISMA Group. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA Statement. *Open Med* 2009;3(3):e123–30 [Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21603045> OA <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3090117>].

B.1.2 International Journal of Racket Sports Science, Décembre 2019

International Journal of Racket Sports Science
Volume 1, Issue 2

<https://racketsportscience.org>

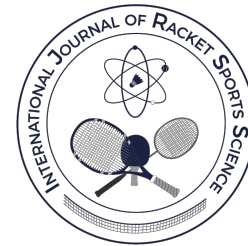
Comparison of hip joint mechanical energetics in table tennis forehand and backhand drives: a preliminary study

Thibault Marsan ¹, Philippe Rouch ¹, Patricia Thoreux ^{1,2}, Rozenn Jacquet-Yquel ³ and Christophe Sauret ¹

¹ Arts et Métiers ParisTech, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Paris, France

² Hôpital Avicenne, Université Paris 13, Bobigny, France

³ INSEP, Pôle France de Tennis de table, Paris, France



Abstract

Hip joints are highly involved in table tennis. Some authors found both pelvic angular velocity and hip joint torques are related to the racket velocity. Others have also demonstrated how some of the best players have higher ranges of motion of the lower-limb joints. Therefore, the mechanical work generated by the playing-side-hip can be seen as indicator of the playing intensity associated with different strokes. The aim of this study was to quantify the hip joint mechanical work and power during four classical strokes. Motion capture acquisitions were performed on two international players. A biplanar radiographic acquisition was also performed to personalize the biomechanical model. Hip joint velocity and torques were calculated on the dominant side, allowing mechanical power and work to be calculated between the end of backswing and the ball impact. The highest level of mechanical work from the hip joint was found for forehand drive against backspin and forehand topspin drive with pivot. A backhand drive required the lowest hip mechanical work, and the forehand drive against topspin was found to be intermediate. The lower work required from the backhand stroke makes it suitable as a waiting stroke.

Keywords: *Table Tennis, Hip Joint, Mechanical Work*

Correspondence author: Thibault Marsan

E-mail: thibault.marsan@ensam.eu

Cite this article as:

Marsan, T., Rouch, P., Thoreux, P., Jacquet-Yquel, R., & Sauret, C. (2019). Comparison of hip joint mechanical energetics in table tennis forehand and backhand drives. *International Journal of Racket Sports Science*, 1(2), 37-43.

Introduction

One of the most used stroke in table tennis is the topspin forehand, which accounts for 36% of the total shots performed during a game (Lanzoni, Di Michele, & Merni, 2014). Previous kinematic studies on table tennis focused on evaluating the relationship between joint angles and racket velocity during topspin forehand drives (Bańkosz & Winiarski, 2018; Iino & Kojima, 2009; Qian, Zhang, Baker, & Gu, 2016). Few of them focused on lower limb kinematics (Qian et al., 2016) but it was observed that the best players tend to exhibit a higher hip range of motion during topspin forehand drives than players of a lower level. Kinetic aspects of table tennis have been less studied: only one study focused on hip kinetics (Iino, 2017) in which a positive correlation was found between the horizontal velocity of the racket and both hip joint torques and pelvis angular velocities.

Energetic aspects (i.e. mechanical work and power), which are at the interface between kinematics and kinetics analysis, have been studied in other sports, such as rugby tackles (Hendricks, Karpul, & Lambert, 2014), tennis serves (Martin et al., 2014) or badminton shots (Rasmussen, Kwan, Andersen, & de Zee, 2010), allowing the understanding of the physical demand of specific sport associated gestures.

In table tennis, the energy flow from the trunk to the racket arm has already been investigated and this study showed that most of the energy transmitted to the racket came from the trunk, and that lower limbs and trunk muscles are supposed to generate most of the energy transferred to the racket during topspin forehand drive (Iino & Kojima, 2011). Consequently, studying energetic aspects in table tennis can provide insights into athletes' striking performances (van der Kruk, van der Helm, Veeger, & Schwab, 2018).

Regarding the involvement of pelvic angular velocity and hip joint torques in table tennis striking performance (Iino, 2017; Qian et al., 2016), the hip joint mechanical power and work can be seen as indicators of the playing intensity required by the different table tennis strokes. Hence, the aim of this study was to quantify the hip joint mechanical power and mechanical work during four classical table tennis

strokes: topspin forehand drive on topspin incoming ball, topspin forehand drive on backspin incoming ball, topspin forehand drive with pivot, and backhand drive on topspin incoming ball. It has been hypothesized that hip mechanical work and power would be higher during forehand drive on backspin incoming ball since the player has to produce more spin.

Material and methods

Participants

Two right-handed males; both international table tennis players from France, were involved in this study, in line with the previously obtained ethical agreements (2018-A00173-52). Subjects were informed of the protocol and signed a written informed consent form before the beginning of the experiments. Subjects' characteristics were: age: 20 and 22 years; body mass: 86 and 75 kg; and height: 1.92 and 1.87 m, for participant 1 and 2, respectively.

Data collection

Participants were equipped with 88 reflective markers fixed on their whole body plus three on the racket (Figure 1). This allows a full-body analysis and the definition of segment coordinate systems, in line with recommendations from the International Society of Biomechanics (Wu & Cavanagh, 1995; Wu et al., 2002, 2005). After completing their own warm up routine to get comfortable with the environment and experimental setup, the participants completed at least 5 cycles of each of the four activities: topspin forehand drive on topspin incoming ball (FH_TS), topspin forehand drive on backspin incoming ball (FH_BS), topspin forehand drive with pivot on a topspin incoming ball (i.e. a topspin forehand drive with a lateral displacement of the player) (FH_D), and a backhand drive on a topspin incoming ball (BH_TS). Participants played against each other during the acquisitions for all activities but only one player was monitored at a time. For FH_BS, the studied player received only one ball, five times in a row. Locations of the reflective markers were captured using a 15-camera optoelectronic motion capture system (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK, 200 Hz)

with simultaneous recording of ground reaction forces obtained with two force plates (AMTI BP6001200, USA, 1000 Hz). Right after the motion capture and without removing the markers, participants underwent a low dose biplanar radiographic acquisition (EOS, EOS Imaging) in a neutral standing posture. The biplanar radiographs were then used to perform 3D reconstructions of the spine, pelvis, femurs, tibias, fibulas and the markers, which were used to personalize the biomechanical model.



Figure 1. Photo of the research station

Data processing

Kinematics were obtained through a multibody kinematic optimization procedure (Lu & O'Connor, 1999) with a personalized full-body model (Bourgain et al., 2018) based on previously available models (Raabe & Chaudhari, 2016; Seth, Matias, Veloso, & Delp, 2016). The data processing was performed in OpenSim 3.3 (Delp et al., 2007). First, the multibody kinematic optimization provided joint angles. Then, joint angles were smoothed with a Butterworth filter (5Hz, zero-phase, with a total order of 4). Finally, force-plate data was used for computing net joint torques with the inverse dynamics tool implemented in OpenSim 3.3.

Power and mechanical work computation

Hip joint angular velocity and torque on the playing side (i.e. right side for both participants) were projected into the same orthogonal coordinate system and then multiplied to obtain the hip joint mechanical power. This mechanical power was calculated during

each cycle of all four activities and normalized with respect to the body mass of the participant. The mechanical work has been calculated as the integral sum of the normalized hip power with respect to time during the strike phase. This phase was defined between the end of the backswing (i.e. the instant when the racket was at its lowest position) and the impact between the ball and the racket (here defined as the instant of maximal racket linear speed). Hip joint mechanical power and mechanical work was only calculated on the playing side (arm with the racket) because only one foot was on the force plates simultaneously. Because mechanical power can be positive or negative, we therefore distinguished the negative work, which is the time integral of the power when the power is negative (Figure 2); the positive work, which is the time integral of the mechanical power when the power is positive, and the total mechanical work, which is the sum of positive and negative works. The maximal racket speed during every stroke was also determined for the two participants.

Statistical analysis

Considering the low number of trials per activity, a non-parametric Wilcoxon-Mann-Whitney test was performed to determine if there was any significant difference ($\alpha = 0.05$) across the activities for each variable of interest.

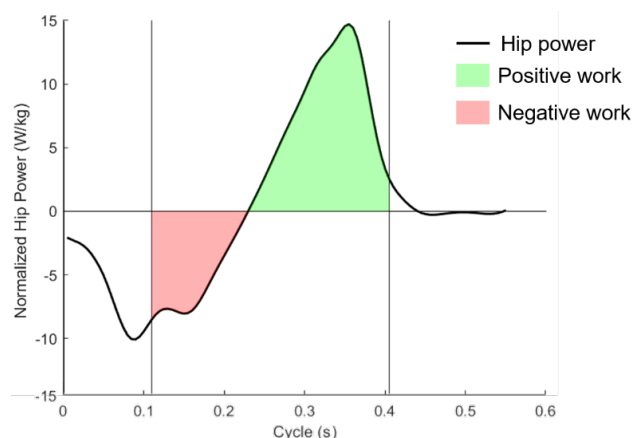


Figure 2. Example of the time course of the hip joint mechanical power (normalized with participant's mass) for one trial of one participant. The two vertical lines delimitate the strike phase. Shaded areas represent positive (green) and negative (red) works.

Results

The maximal racket speed has been found higher in all four activities for participant 1 than for participant 2 (Table 1). For both participants, the maximal racket speed was the highest during the FH_BS. The participant 1 had significantly higher racket speed than participant 2 during all activities (Table 1).

For both participants, maximal hip joint mechanical power on the playing side was the lowest for BH_TS (Figure 3). For participant 1, the maximal power was obtained during FH_BS and FH_D followed by FH_TS. For the second participant, maximal powers were found on both FH_TS and FH_D, whereas BH_TS was the activity with lowest maximal power, preceded by FH_BS.

Table1.

Maximal racket speed during the strike (mean \pm SD) for all activities and for both participants. The * means that there were significant differences between the players.

	FH_TS (m/s)	FH_BS (m/s)	FH_D (m/s)	BH_TS (m/s)
Participant 1	14.5 \pm 1.2	19.0 \pm 0.3	16.7 \pm 1.7	13.3 \pm 1.4
Participant 2	13.2 \pm 0.4	17.6 \pm 0.4	16.0 \pm 0.5	11.7 \pm 0.2
p-value	0.007*	0.007*	0.007*	0.015*

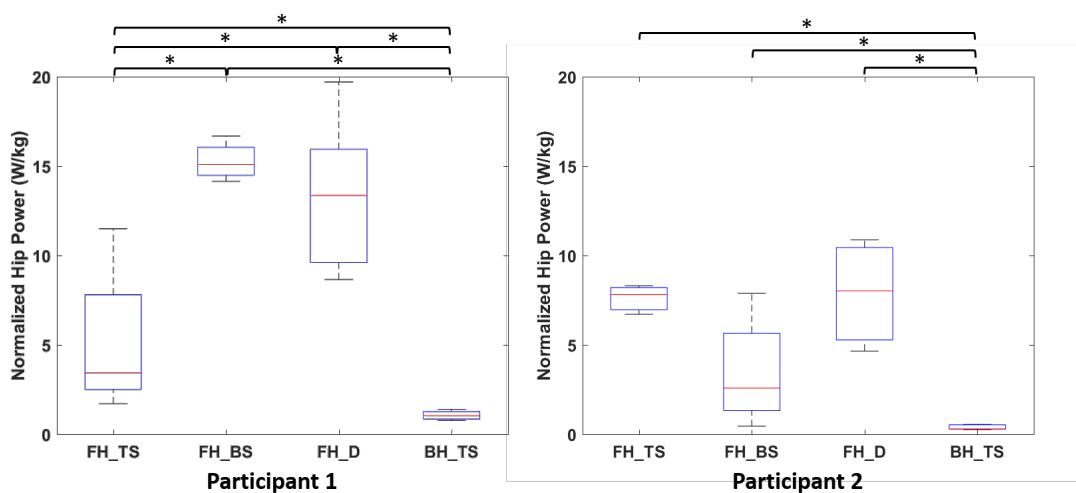


Figure 3. Boxplot of the maximal normalized hip joint mechanical power for the four activities (5 trials by boxplot) of each participant. The * means that there were significant differences between the activities.

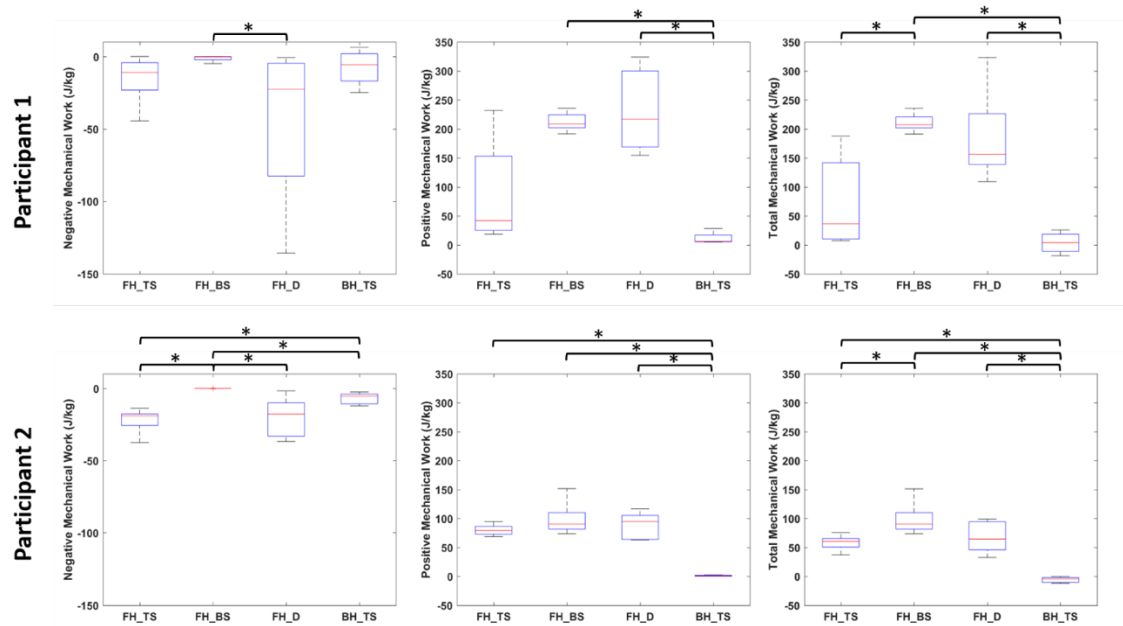


Figure 4. Boxplot of the negative, positive and total mechanical works during the strike phase for both participants during the four activities (5 trials by boxplot). * indicates a significant difference between the activities.

Discussion

Values of racket speed at impact were consistent with the literature for FH_BS, which was of 18 m/s on average (Huang et al., 2013) against balls with backspin. It is also consistent for BH_TS, which ranged between 12 and 16 m/s (Iino & Kojima, 2016). Furthermore, participants from this study (Iino & Kojima, 2016) performed backhand strikes against a ball-projecting machine whilst in the present study, participants faced each other, which led to match-like situations with comparable spin and ball speed.

Since the statistical analysis has been made on only five cycles for each activity, the significant differences may not be interpreted as strong differences but should be considered as tendencies regarding the differences between participants or activities.

Results have shown that both hip joint mechanical power and mechanical work were lower during the backhand drives than during the other studied strokes. Moreover, there was very little mechanical work produced during this stroke. Indeed, the low total mechanical work is not due to compensation

between positive and negative power but rather due to low absorption and production of mechanical energy. This activity is the one that requires the lowest hip physical demand during games. Consequently, players can use backhand drives as a waiting strategy because it necessitates low energy at the playing hip to perform this gesture.

The FH_BS activity required the maximal hip mechanical power for the first participant but not for the second. This means that the hypothesis cannot be validated as a generality. Nevertheless, hip joint mechanical power was higher for participant 1 than for participant 2 (Figure 3) and can be related to the higher racket speed observed for the first participant than for the second (Table 1). This result agrees with findings from previous studies investigating pelvis angular velocities and hip joint torques. However, the difference in racket speed is not high (1.42 m/s during FH_BS which correspond to an increase of 8% of the racket speed) whilst the difference of maximal hip power is of approximately 15 W/kg (which corresponds to an increase of 150%). These differences in hip joint mechanical power directly impact the mechanical work generated at the hip. Despite both participants having similar negative mechanical work during the strike, the first

participant managed to generate more positive mechanical work which led to a higher total mechanical work. Hence participant 1 can be seen as more effective than participant 2.

The FH_D activity, which is a forehand with a lateral displacement, required higher mechanical work and power than the FH_TS activity for the first participant. This higher hip joint mechanical work and power directly impact the racket maximal velocity, which is higher for the FH_D activity than for the FH_TS one. However, even if the second participant has a higher maximal racket velocity during FH_D activity than during FH_TS activity, there was no difference in the hip mechanical power and work during these two activities. This means that the hypothesis stating that the mechanical work and power would be higher during FH_BS than FH_TS cannot be validated.

Conclusion

Based on previous knowledge about the relation between the racket velocity and both the pelvic angular velocity and the hip joint torques, this study aimed to investigate the hip mechanical energy during four classical table tennis strokes. This preliminary study showed that backhand drives can be used as a waiting strategy while conserving energy in the case of the playing side hip. On the contrary, forehand strokes against balls with backspin require high hip joint mechanical work and power to be produced. Hence, backspin strokes can be used to increase hip opponent exhaustion. Nonetheless; this can increase the exposure to opponent attack.

Through the distinction of positive and negative mechanical works, it was possible to analyze the biomechanical efficiency of the stroke between participants. This distinction allowed observing that both participants used different strategies to generate hip power. However, at this stage, this analyze was limited to the playing-side hip.

Finally, this study is a preliminary study and more subjects are needed to confirm the results. It would also be interesting to study the power flow, including that of the lower limb, during these classical table tennis strokes.

References

- Bańkosz, Z., & Winiarski, S. (2018). The evaluation of changes of angles in selected joints during topspin forehand in table tennis. *Motor Control*, 22(3), 314–337. <https://doi.org/10.1123/mc.2017-0057>
- Bourgain, M., Hybois, S., Thoreux, P., Rouillon, O., Rouch, P., & Sauret, C. (2018). Effect of shoulder model complexity in upper-body kinematics analysis of the golf swing. *Journal of Biomechanics*, 75, 154–158. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.04.025>
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., ... Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940–1950.
- Hendricks, S., Karpul, D., & Lambert, M. (2014). Momentum and kinetic energy before the tackle in rugby union. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(3), 557–563.
- Huang, H., Hsueh, Y., Chen, Y., Chang, T., Pan, K., Huang, K., & Tsai, C.-L. (2013). The kinematics analysis of table tennis forehand and backhand drives. In *XXIV Congress of the international society of biomechanics* (pp. 3–6).
- Iino, Y. (2017). Hip joint kinetics in the table tennis topspin forehand: relationship to racket velocity. *Journal of Sports Sciences*, 36(7), 1–9. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1344777>
- Iino, Y., & Kojima, T. (2009). Kinematics of table tennis topspin forehands: Effects of performance level and ball spin. *Journal of Sports Sciences*, 27(12), 1311–1321. <https://doi.org/10.1080/02640410903264458>
- Iino, Y., & Kojima, T. (2011). Kinetics of the upper limb during table tennis topspin forehands in advanced and intermediate players. *Sports Biomechanics*, 10(4), 361–377. <https://doi.org/10.1080/14763141.2011.629304>
- Iino, Y., & Kojima, T. (2016). Effect of the racket mass and the rate of strokes on kinematics and kinetics in the table tennis topspin backhand. *Journal*

of *Sports Sciences*, 34(8), 721–729. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1069377>

Lu, T. W., & O'Connor, J. J. (1999). Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics*, 32(2), 129–134. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00158-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00158-4)

Malagoli Lanzoni, I., Di Michele, R., & Merni, F. (2014). A notational analysis of shot characteristics in top-level table tennis players. *European Journal of Sport Science*, 14(4), 309–317. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.819382>

Martin, C., Bideau, B., Bideau, N., Nicolas, G., Delamarche, P., & Kulpa, R. (2014). Energy flow analysis during the tennis serve: Comparison between injured and noninjured tennis players. *American Journal of Sports Medicine*, 42(11), 2751–2760. <https://doi.org/10.1177/0363546514547173>

Qian, J., Zhang, Y., Baker, J. S., & Gu, Y. (2016). Effects of performance level on lower limb kinematics during table tennis forehand loop. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18(3), 149–155. <https://doi.org/10.5277/ABB-00492-2015-03>

Raabe, M. E., & Chaudhari, A. M. W. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 1238–1243. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.046>

Rasmussen, J., Kwan, M. M. S., Andersen, M. S., & de Zee, M. (2010). Analysis of segment energy transfer using musculoskeletal models in a high speed badminton stroke. In *Proceedings of the 9th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, CMBBE2010*. Cardiff University.

Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., & Delp, S. L. (2016). A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. *PLoS ONE*, 11(1), 1–18. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0141028>

van der Kruk, E., van der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., & Schwab, A. L. (2018). Power in sports: A literature review on the application, assumptions, and terminology of mechanical power in sport

research. *Journal of Biomechanics*, 79, 1–14. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.08.031>

Wu, G., & Cavanagh, P. R. (1995). ISB Recommendations in the Reporting for Standardization of Kinematic Data. *Journal of Biomechanics*, 28(10), 1257–1261. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00017-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00017-C)

Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., ... Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543–548. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00222-6)

Wu, G., Van Der Helm, F. C. T., Veeger, H. E. J., Makhsoos, M., Van Roy, P., Anglin, C., ... Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>

B.1.3 "Is ball-racket contact concomitant with the maximal racket velocity in table tennis young talents ?", en cours de publication

Is ball-racket contact concomitant with the maximal racket speed in table tennis young talents?

Capucine Fritsch¹, Thibault Marsan¹, Yoann Poulet^{1,2}, Patricia Thoreux^{1,3}, Philippe Rouch¹, Christophe Sauret^{1,2}

1 : Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Institute of Technology, 151 Boulevard de l'Hôpital, 75013, Paris

2 : Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, 94000 Créteil, France

3 : Hôpital Avicenne, université Sorbonne Paris Nord, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France

Corresponding author: Capucine Fritsch, capucine.fritsch@ensam.eu

Is ball-racket contact concomitant with the maximal racket speed in table tennis young talents?

Abstract

Previous studies in table tennis have broadly assumed the racket to reach its maximal speed at the moment of impact with the ball and only a few tried to identify this instant experimentally. Hence, there is still a lack of information regarding the validity of this hypothesis for all types of players and in every situation.

A 3D motion capture system was used to measure the racket movements of seven young talents during topspin forehand drives and the ball-racket impact times were identified from the signal of a synchronized microphone. Maximal racket speed and sound peak occurrences were then compared and the racket parameters (speed, orientation, position) were calculated for both events.

Overall, the mean delay between the events was close to zero (5.2 ms). However, some differences appeared when looking at participants individually with non-negligible consequences on racket parameters such as its orientation difference (range: 8-13.4°) and the covered distance (range: 15.1-41.1 mm) between the two events.

Therefore, assuming the two instants to be concomitant is globally valid but measuring the exact impact time could provide more accurate information about the racket kinematics and knowing the divergences from its actual occurrence could enable a better understanding of shot analyses.

Keywords: impact, kinematics, table tennis, timing

49 1. Introduction

50

51 Studying shots in table tennis require a full analysis of the kinematics of both racket and ball during
52 strokes. In line with this, one key component is the moment of impact between the ball and the racket.
53 Knowing this impact time enables the characterization of the attack and "follow through" phases which are
54 important to evaluate the shot (North et al., 2019). Moreover, it also provides major parameters such as the
55 speed and the orientation of the racket at this critical time for ball flight characteristics.

56

57 Recent studies broadly assumed the ball-racket contact to be concomitant with the maximum racket
58 speed during the stroke (Ferrandez et al., [Accepted]; Malagoli Lanzoni, Bartolomei, Di Michele, &
59 Fantozzi, 2018; Marsan, Rouch, Thoreux, Jacquet-Yquel, & Sauret, 2019; Zagatto, Kondric, Knechtle,
60 Nikolaidis, & Sperlich, 2017; Zhang, Halkon, Chou, & Qu, 2017). A few researches got interested into
61 proving this coincidence with various techniques and determined the ball-racket impact to be close to (Iino
62 & Kojima, 2009, 2011; Sheppard & Li, 2007) or to match exactly (Bańkosz & Winiarski, 2017) the moment
63 when the racket speed was maximal. For that purpose, Sheppard and Li (2007) added thin strips of reflective
64 material to the ball and observed ball trajectory with a motion capture system (Sheppard & Li, 2007); Iino
65 and Kojima (2009, 2011, 2016) used a high-speed camera to track balls covered with ink marks (Iino &
66 Kojima, 2009, 2011) and later a combination of two high speed cameras with different orientations (Iino &
67 Kojima, 2016); and more recently, Bńkosz and Winiarski (2017, 2020) measured the exact contact time by
68 fixing an acoustic sensor (Bańkosz & Winiarski, 2017) and a piezo-electric sensor (Bańkosz & Winiarski,
69 2020) directly on the surface of the racket.

70

71 However, in the experimental setups described above, the groups of participants involved were very
72 heterogeneous in terms of age and experience. For example, Bńkosz and Winiarski (2017) measured female
73 young adult with high table tennis level (Bańkosz & Winiarski, 2017); Iino and Kojima (2009, 2011)
74 included male collegiate table tennis players, all experienced but with different levels (Iino & Kojima, 2009,
75 2011); and Sheppard and Li compared experienced participants and debutant ones (Sheppard & Li, 2007).
76 Moreover, none of these experiments reproduced real-game situations with an opposition between two
77 players. Indeed, both Iino and Kojima (2009, 2011, 2016) and Sheppard and Li (2007) have used ball
78 launcher robots, which may have influenced participants anticipation of the ball trajectory (Iino & Kojima,
79 2009, 2011, 2016; Sheppard & Li, 2007). Bńkosz and Winiarski (2017) included an opponent to the player
80 tested who was launching the ball but not returning it (Bańkosz & Winiarski, 2017). Therefore, there is no
81 clear evidence of which categories of players are concerned by a systematic occurrence of the concomitance
82 between ball-racket impact and maximal racket speed, and if it happens during a real game situation.

83

84 Overall, many studies assumed a concomitance between the maximal linear speed of the racket and
85 the ball-racket impact whereas there is a lack of information in the literature about its validity in every
86 situation, especially for younger players, as only adults were tested The setups described to evaluate the
87 moment of impact use either external cameras that require a large storage space or modify the ball or the
88 racket which can interfere with the validity of the result to be applied to a real game situation. However,
89 because the ball-racket impact produces a sound, one solution could be to measure ball-racket impact from
90 sound peak occurrences through an external microphone close to the player but without limiting him in his
91 movement.

92

93 The present study tests the hypothesis of concomitance between ball-racket impact time and maximal
94 racket linear speed in a category of players that has not been characterized yet, young talents, based on the
95 use of a microphone as an impact recognition system.
96

97 **2. Methods**

98 99 *Participants*

100 Seven young talents aged between 12 and 14 years old and enrolled in an intensive table tennis
101 training centre (around 20h of practice per week, all ranked in the top 6% of all of the licenced players, all
102 categories mixed), participated to the experiment (Table 1). After being informed of the protocol, which
103 previously received regulatory ethical agreements (2018-A00173-52), subjects and their parents all signed a
104 written informed consent form before the beginning of the experiments.
105
106

107 *Experimental procedure*

108 After a short warm-up, participants were asked to perform topspin forehand drives at maximal
109 intensity using their own equipment. To better reproduce a game situation, the players were asked to use
110 their own racket. The balls were thrown and returned by a second player, but only one player was recorded
111 at a time. For each player, from 5 to 15 acquisitions (including from 2 to 14 strokes each) were recorded..
112 Despite the different number of acquisitions from one player to another, all of the recordings were analysed
113 to obtain the largest number of strokes possible.

114 The experiments took place in a biomechanical laboratory using a 15-cameras optoelectronic motion
115 capture system (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK) running at a 200 Hz frequency. Three 9 mm-
116 reflective markers were placed on the edge of the racket (Figure 1.c). In addition, a unidirectional
117 microphone was placed aside to the table on the tested participant's side. The analogue signal of the
118 microphone was acquired simultaneously to the markers 3D location by the motion capture system at a
119 2000 Hz frequency. Because the analogue signal was sampled at a very low frequency for audio acquisition,
120 the sound of four acquisitions of the first participant was additionally acquired by a remote omnidirectional
121 microphone at 44.1 kHz, but with no synchronization with the motion capture system. These four additional
122 acquisitions were used to verify the ability of the under-sampled signal to allow ball-racket impact time
123 identification.
124
125

126 *Data processing*

127 The location of the racket head centre was assessed on a photograph of the racket where the three
128 markers were identified manually, and calculated as the centre of the best fitted ellipse on the racket head
129 (Figure 1.c). Then, at each time frame, the centre of the racket head was registered in the motion capture
130 coordinates system based on the three racket markers' raw data, and the racket centre linear velocity resultant
131 was calculated using the Savitzky-Golay algorithm (window of 7 points and polynomial degree of 3)
132 (Savitzky & Golay, 1964). To obtain a more precise maximum racket speed occurrence, the data was over-
133 sampled from 200 Hz to 20 kHz with a spline.

134 Regarding the signal from the unidirectional microphone, the upper envelope was extracted and a
135 delay of 6 ms was applied to take into account the distance covered by the sound between the ball-racket
136 impact location and the microphone (about 2 m). On the delayed signal, the ball-racket impact sounds were
137 identified by applying a threshold (fixed at 1.3*99th percentile of the unidirectional microphone sound
138 signal) onto the raw signal amplitudes and looking at the closest audio peak from the maximal racket speed

139 occurrence. When more than one peak had amplitude higher than the threshold for one sound, only the
140 highest peak was considered. When no audio peak could be identified near the maximal racket speed
141 (difference higher than 8 time frames or 40 ms), the stroke was not included in the analysis, and considered
142 a technical waste of the procedure. For the trials where the additional microphone (set at 44.1 kHz) was
143 available, the synchronisation between the two audio signals was performed based on peak occurrences on
144 the whole signal. Then, the ball-racket impacts were identified with a MATLAB routine (Mathworks, USA)
145 based on the local sound amplitude maxima. The different peaks were linked to the different types of impact
146 by listening to the audio recordings: ball-racket of the studied participant, ball-table on the opponent side,
147 ball-racket of the opponent, ball-table on studied participant side.

148

149

150 *Data analysis*

151 To evaluate the delay between the two events, the time difference between the closest sound peak
152 and the moment where the racket reached its maximal speed was calculated. Therefore, positive difference
153 meant that the sound from the impact was identified before the maximal racket speed occurred, and
154 conversely when the time difference was negative. The analysis was performed on both the whole cohort
155 and participants individually, to include inter and intra-variability. Finally, the effect of the possible time
156 difference on the racket parameters was examined with the estimation of the differences between the racket
157 velocities, the racket orientations (solid angle between the normal vectors of the racket plane) and the
158 covered distance by the racket head centre between the two instants.

159

160

161 **3. Results**

162

163 *Concomitance between the ball-racket impact and the maximal racket speed*

164 The first result highlighted in this study was that indeed, ball-racket impact sound peaks occurred
165 close to the maximal racket speed for each stroke. Figure 2 shows an acquisition for which both the 2 kHz
166 and the 44.1 kHz microphones were set up. The unidirectional microphone, despite its low frequency of
167 acquisition, showed most of the times higher peaks at impact moments. It is also important to notice that
168 because there was no pattern of the peak amplitudes and occurrences on the unidirectional microphone signal
169 (sampled at 2 kHz), no peak could be identified as a ball-racket impact sound or ball-table impact sound. In
170 the example of Figure 2, one impact peak was impossible to identify and was considered as a technical
171 waste. In total, 24 of the 187 strokes (12.8%) were rejected for the same reason. On the contrary, the
172 omnidirectional microphone signal (sampled at 44.1 kHz) showed an immediate repetitive pattern: ball-
173 racket impact, ball-table impact, ball-racket impact, ball-table impact for each cycle.

174

175

176 *Time difference*

177 The analysis of the whole sample of strokes revealed a mean time difference between the moment
178 of ball-racket impact and the maximal racket speed close to one time frame, i.e. 5 ms (Table 2). Over the
179 whole number of cycles, the time difference between the two events seemed to be evenly distributed between
180 negative and positive differences (Figure 3), with a mean maximal speed close to the moment of impact with
181 the ball (Table 2). However, only a few strokes showed an exact concomitance and not all of the players
182 succeeded to obtain at least one time a difference smaller than 10 ms (participant 5 for example on Figure 3).
183 Moreover, Figure 3 reveals that there was a large variability between the subjects as there was no identifiable
184 pattern. Indeed, participants 1, 2, 5 and 7 were mainly “late” (negative time difference, i.e. maximal speed

185 occurs after the impact) while participants 4 and 6 were “early”. Participants 4, 5 and 6 had more “regular”
186 time differences (less bars on their frequency diagrams) while all of the others showed heterogeneous ones.
187 One more result is the fact that the absolute time difference is bigger when participants are “late”, which is
188 consistent with a negative mean difference.

189
190

191 *Differences in racket characteristics*

192 The different racket characteristics calculated at both events identified the errors of considering an
193 exact concomitance. First, the mean maximal racket velocity magnitudes were coherent with the ones found
194 in the literature (Bańkosz & Winiarski, 2018; Iino, 2018), considering that the participants tested were
195 younger and that the racket speed is measured on the centre of the racket and not on the tip. Then, Table 2
196 also revealed an absolute time frame difference of 15 to 20 ms (3 to 4 time frames) which indicates that the
197 relative time frame difference was low due to a close-to-even distribution of “late” and “early” shots. The
198 difference in speed between the two events was relatively small (between 1.5 and 3.5 % of the mean maximal
199 racket velocity), but the angle and distance differences seemed less negligible and were more variable from
200 one player to another. Finally, player 4, who had the highest mean maximal racket speed, also presented the
201 smallest absolute mean time difference, and as a consequence, the smallest differences in mean racket
202 orientation and racket centre linear velocity resultant.

203

204 **4. Discussion and Implications**

205

206 The results of this analysis showed that overall, the time difference between the occurrence of the
207 maximal racket speed and the moment of ball impact on the racket was relatively small, which could validate
208 the hypothesis of a concomitance, despite the small-scaled sample of participants. Over the whole number
209 of cycles, the positive and negative differences balanced each other out, and the overall mean time difference
210 was then close to zero. However, despite this observation, when looking at the absolute time difference, the
211 divergence became more difficult to ignore. Participants, individually, also showed variable results, with
212 heterogeneous time differences, which indicated non-negligible differences in racket kinematics
213 characteristics between the two events. Overall, the maximal racket speed occurred later than the moment of
214 impact for the majority of the participants, but some participants showed the opposite pattern or no specific
215 pattern at all. Therefore, it is impossible to conclude if the players tend to be late or rather early when hitting
216 the ball. As a consequence, future studies should determine the moment of ball-racket impact rather than
217 using the maximal racket centre linear velocity to be more accurate.

218

219

220 A time difference of 5 ms, corresponding to a time frame in the motion capture system, represented
221 a mean racket orientation difference of about 3.5°. The analysis could be deepened by looking at the 3D
222 components of the racket orientation, following the reference system described in Lanzoni et al. (2018)
223 (Malagoli Lanzoni et al., 2018), which would highlight more specific divergences considering this
224 preliminary result. As this reference system included space landmarks that were not measured during the
225 experiment, the method quoted could not be applied. Differences were also highlighted concerning the
226 covered distance between the two events with a range of 15.1 to 41 mm mean distances over the sample of
227 players. The racket speed at the two moments was relatively similar (difference of 0.2 to 0.4 m/s, which
228 corresponds to 1.5 to 3.5% of the mean maximal racket speed).

229

230

231 Reaching a maximum racket speed at the time of impact has also been investigated as a
232 biomechanical indicator of good performance (Bańkosz & Winiarski, 2017). Indeed, Sheppard and Li
233 (Sheppard & Li, 2007) demonstrated the capacity of players to accelerate the racket before the impact and
234 obtain a very small mean acceleration at the time of contact, which means that a player hitting the ball at the
235 maximal racket speed has accelerated at the perfect time. If we consider the maximal racket speed
236 dependence to be a requirement for a successful technique, one player's correct timing of acceleration would
237 play more efficiently than another player with a poorer timing (Marinovic, Iizuka, & Freudenheim, 2004).
238 In other words, this hypothesis would imply the concomitance to occur only with advanced players and
239 would not concern all playing levels. In this study, the level differences between the participants were
240 impossible to evaluate. Therefore, it is impossible to conclude on a possible performance implication.
241 However, nothing from this analysis contradicts this hypothesis. Contrariwise, as Bńankosz and Winiarski (
242 2017) determined the coincidence between ball-racket impact and maximal racket speed to be exact for older
243 elite players, the explanation could be that young talents have less experience and technique. Moreover, in
244 terms of movement coordination, reaching a maximal racket speed at the time of impact could avoid as much
245 the waste of energy for accelerating too late and then replacing for the following stroke, as the loss of energy
246 transmitted to the ball for stopping the racket too early. Hitting the ball at the maximal racket speed would
247 avoid a waste of energy that occurs in both situations described and consequently improve the global stroke
248 performance.

249
250 Finally, this study validated the use of a microphone to record ball impact sounds. Indeed, sound
251 peaks could be extracted almost immediately from the signal. However, the unidirectional 2 kHz-
252 microphone was not precise enough to recognize the impact audio peaks as it was under-sampled for audio
253 measurement. Besides, a recent study (Russell, 2018) determined the sound from the ball-racket impact to
254 emit in a range of 8-12 kHz. This result introduces the perspective of recognizing also ball-table impact with
255 a similar frequency analysis. Therefore, one improvement would be to record with a synchronized
256 microphone running at a frequency of at least 12 kHz.

259 5. Conclusion

260
261 Finally, over a large number of topspin forehand drives, the maximal racket velocity is globally
262 concomitant with the ball impact of the racket. However, the difference is much more significant when
263 looking closer to the young participants individually. Admitting these events to coincide exactly in every
264 situation would be adding a non-negligible error to the biomechanical study of shot kinematics, in terms of
265 racket characteristics at the time of impact (orientation, velocity) or waste of energy. Considering this
266 concomitance as a factor of performance in table tennis would be inconsistent with the results, but a deeper
267 analysis is needed. Moreover, using a microphone is a reliable measurement option to identify ball-racket
268 impact from audio peaks but an acquisition frequency higher than 12 kHz would be preferred, in particular
269 for the automatic detection of the types of impact (ball-racket, ball-table) based on their sound specific
270 frequency characteristics.

271
272
273
274
275

276 **6. Acknowledgments**

277

278 We gratefully thank the cohort of players for participating in the experiment.

279

280

281 *Disclosure statement*

282 The authors report no conflict of interest.

283

Funding details

This work was supported by the French ministry of sports under Grant 17r22.

284

285

286

287

288

289

290

291

292

293

294

295

296

297

298

299

300

301

302

303

304

305

306

307

308

309

310

311

312

313

314

315

316

317

318

319

320

321

322

323

324

325 **7. References**

326

- 327 Bańkosz, Z., & Winiarski, S. (2017). The kinematics of table tennis racquet: Differences between topspin
328 strokes. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(3), 202–213.
329 <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.16.06104-1>
- 330 Bańkosz, Z., & Winiarski, S. (2018). Correlations between angular velocities in selected joints and velocity
331 of table tennis racket during topspin Forehand and Backhand. *Journal of Sports Science and Medicine*,
332 17(2), 330–338.
- 333 Bańkosz, Z., & Winiarski, S. (2020). Kinematic parameters of topspin forehand in table tennis and their
334 inter-and intra-individual variability. *Journal of Sports Science and Medicine*, 19(1), 138–148.
- 335 Ferrandez, C., Marsan, T., Poulet, Y., Rouch, P., Thoreux, P., & Sauret, C. (n.d.). Physiology, biomechanics
336 and injuries in table tennis: a systematic review. *Science & Sports*.
- 337 Iino, Y. (2018). Hip joint kinetics in the table tennis topspin forehand: relationship to racket velocity. *Journal*
338 *of Sports Sciences*, 36(7), 834–842. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1344777>
- 339 Iino, Y., & Kojima, T. (2009). Kinematics of table tennis topspin forehands: Effects of performance level
340 and ball spin. *Journal of Sports Sciences*, 27(12), 1311–1321.
341 <https://doi.org/10.1080/02640410903264458>
- 342 Iino, Y., & Kojima, T. (2011). Kinetics of the upper limb during table tennis topspin forehands in advanced
343 and intermediate players. *Sports Biomechanics*, 10(4), 361–377.
344 <https://doi.org/10.1080/14763141.2011.629304>
- 345 Iino, Y., & Kojima, T. (2016). Effect of the racket mass and the rate of strokes on kinematics and kinetics in
346 the table tennis topspin backhand. *Journal of Sports Sciences*, 34(8), 721–729.
347 <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1069377>
- 348 Malagoli Lanzoni, I., Bartolomei, S., Di Michele, R., & Fantozzi, S. (2018). A kinematic comparison
349 between long-line and cross-court top spin forehand in competitive table tennis players. *Journal of*
350 *Sports Sciences*, 36(23), 2637–2643. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1456394>
- 351 Marinovic, W., Iizuka, C. A., & Freudenheim, A. M. (2004). Control of Striking Velocity by Table Tennis
352 Players. *Perceptual and Motor Skills*, 99(3), 1027–1034. <https://doi.org/10.2466/pms.99.3.1027-1034>
- 353 Marsan, T., Rouch, P., Thoreux, P., Jacquet-yquel, R., & Sauret, C. (2019). Comparison of hip joint
354 mechanical energy in table tennis forehand and backhand drives : a preliminary study. *International*
355 *Journal of Racket Sports Science*, 1(2), 37–43.
- 356 North, J. S., Bezodis, N. E., Murphy, C. P., Runswick, O. R., Pocock, C., & Roca, A. (2019). The effect of
357 consistent and varied follow-through practice schedules on learning a table tennis backhand. *Journal*
358 *of Sports Sciences*, 37(6), 613–620. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1522683>
- 359 Russell, D. A. (2018). Acoustics of ping-pong: Vibroacoustic analysis of table tennis rackets and balls.
360 *Journal of Sports Sciences*, 36(23), 2644–2652. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1462578>
- 361 Savitzky, A., & Golay, M. J. E. (1964). Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares
362 Procedures. *Analytical Chemistry*, 36(8), 1627–1639. <https://doi.org/10.1021/ac60214a047>
- 363 Sheppard, A., & Li, F. X. (2007). Expertise and the control of interception in table tennis. *European Journal*
364 *of Sport Science*, 7(4), 213–222. <https://doi.org/10.1080/17461390701718505>
- 365 Zagatto, A., Kondric, M., Knechtel, B., Nikolaidis, P., & Sperlich, B. (2017). Energetic demand and physical
366 conditioning of table tennis players. A study review. *Journal of Sports Sciences*, 36, 1–8.
367 <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1335957>
- 368 Zhang, Z., Halkon, B., Chou, S. M., & Qu, X. (2017). A novel phase-aligned analysis on motion patterns of
369 table tennis strokes. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 16(1), 305–316.
370 <https://doi.org/10.1080/24748668.2016.11868888>

Table 1. Participants characteristics.

Participant	Mass (kg)	Height (m)	Gender	Age	Laterality
1	28	1.32	F	14	L
2	41	1.55	F	13	R
3	36	1.3	F	12	R
4	45	1.54	M	13	R
5	45	1.54	M	12	R
6	46	1.55	M	12	R
7	48	1.47	M	12	R

Table 2. Mean maximal racket speeds and differences between the two events for each subject. Relative time difference corresponds to the variation between the two events in the motion capture system (a negative variation means that the maximal racket speed occurs after the impact sound). Angle difference represents the difference between the normal vectors of the racket plane in each event. Covered distance identifies the distance between the racket head centre from one event to the other event. Racket speed indicates the divergence from the racket speed at impact to the maximal racket speed.

Participant	Max racket speed (m/s)		Relative time difference (ms)		Absolute time difference (ms)		Angle difference (°)		Covered distance (mm)		Racket speed difference (m/s)	
	<i>mean</i>	<i>SD</i>	<i>mean</i>	<i>SD</i>	<i>mean</i>	<i>SD</i>	<i>mean</i>	<i>SD</i>	<i>mean</i>	<i>SD</i>	<i>mean</i>	<i>SD</i>
1	9.6	0.9	-10.2	20.6	19.7	11.2	12.3	4.9	15.8	10.7	0.3	0.2
2	9.8	0.7	-12.8	20.1	21.2	2.1	9.2	4.1	27.1	16.5	0.3	0.2
3	9.1	0.9	-4.2	21	18.9	1.9	12.1	6.6	25.5	22.4	0.2	0.2
4	12.7	1.1	4.4	13.6	13.8	0.5	8	2.9	39.4	17.5	0.2	0.1
5	9.3	1.1	-13.5	15.3	19.2	1.2	10.1	4.3	26.3	13.4	0.4	0.3
6	10.9	1.1	9.2	16	17.1	1.2	13.4	5.7	41.1	25.7	0.3	0.2
7	9.3	1.4	-9.9	14.9	16	1.5	11.5	6.6	15.1	10.2	0.3	0.2
All strokes	10.1	1.6	-5.2	19.3	18.1	1.7	10.9	5.3	27.5	19.6	0.3	0.2

Figure 1. (a), (b) Photographs of the experimental setup. The force platform outputs were measured during the experiment but not used in this study. (c) Photograph of one player's racket. Random edge points have been added manually on the picture. The best fitted ellipse has been created with these points and its centre evaluated to represent the center of the racket.

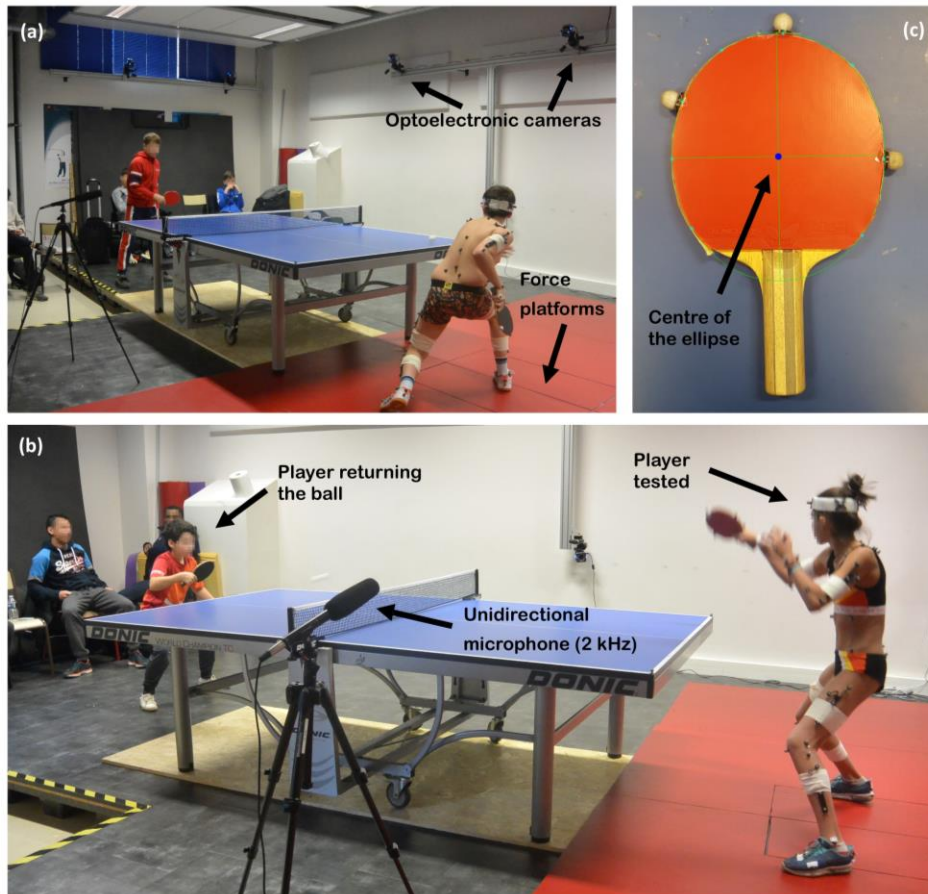


Figure 2. Measured sound signal of both microphones (2 kHz and 44.1 kHz) and racket speed over the duration of one typical acquisition of three strokes. Each local speed maximum bell represents one stroke (three in total for this example). The plotted signal from the 2 kHz microphone signal amplitude is amplified to be compared with the 44.1 kHz microphone (the factor of amplification is the quotient of the maximal sound amplitude of the omnidirectional microphone over the maximal sound amplitude of the unidirectional sound amplitude). The 44.1 kHz microphone signal plotted is the symmetric of the signal analysed with respect to the time axis. The symmetric of the racket speed is also plotted to visualize its concordance with the 44.1 kHz sound signal. The different impact sounds have been identified for one cycle on the 44.1 kHz microphone and follow the same pattern for the following cycles. The third stroke is an example of a technical waste, where no sound peak can be identified near the maximal racket speed.

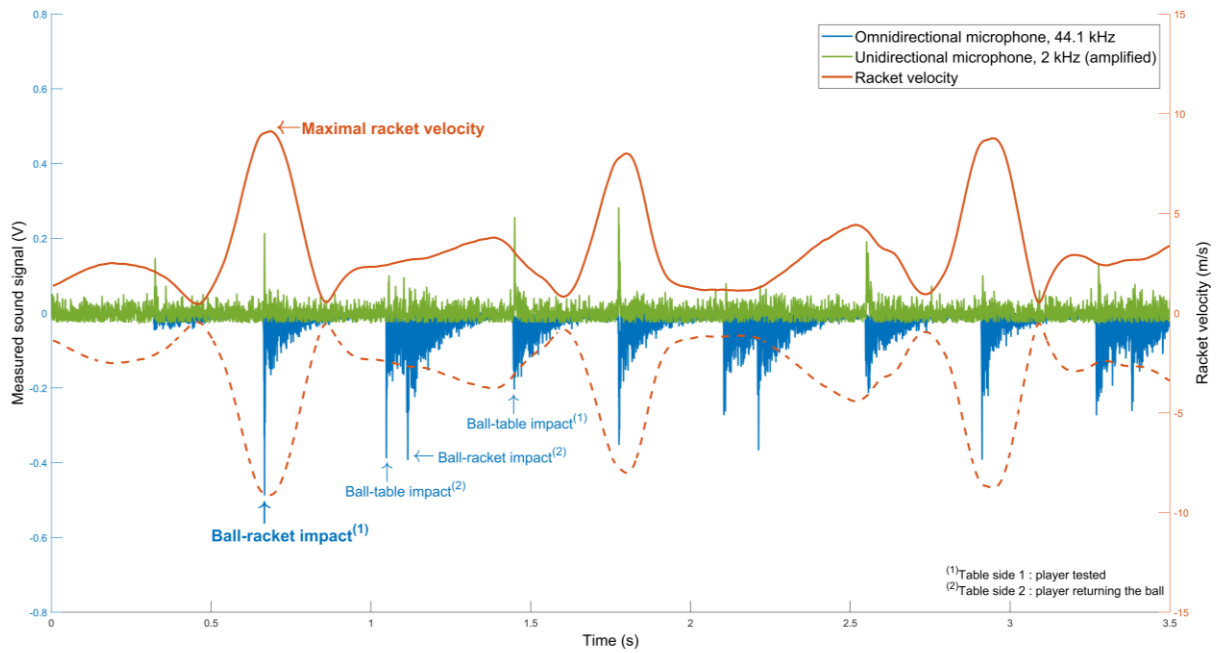
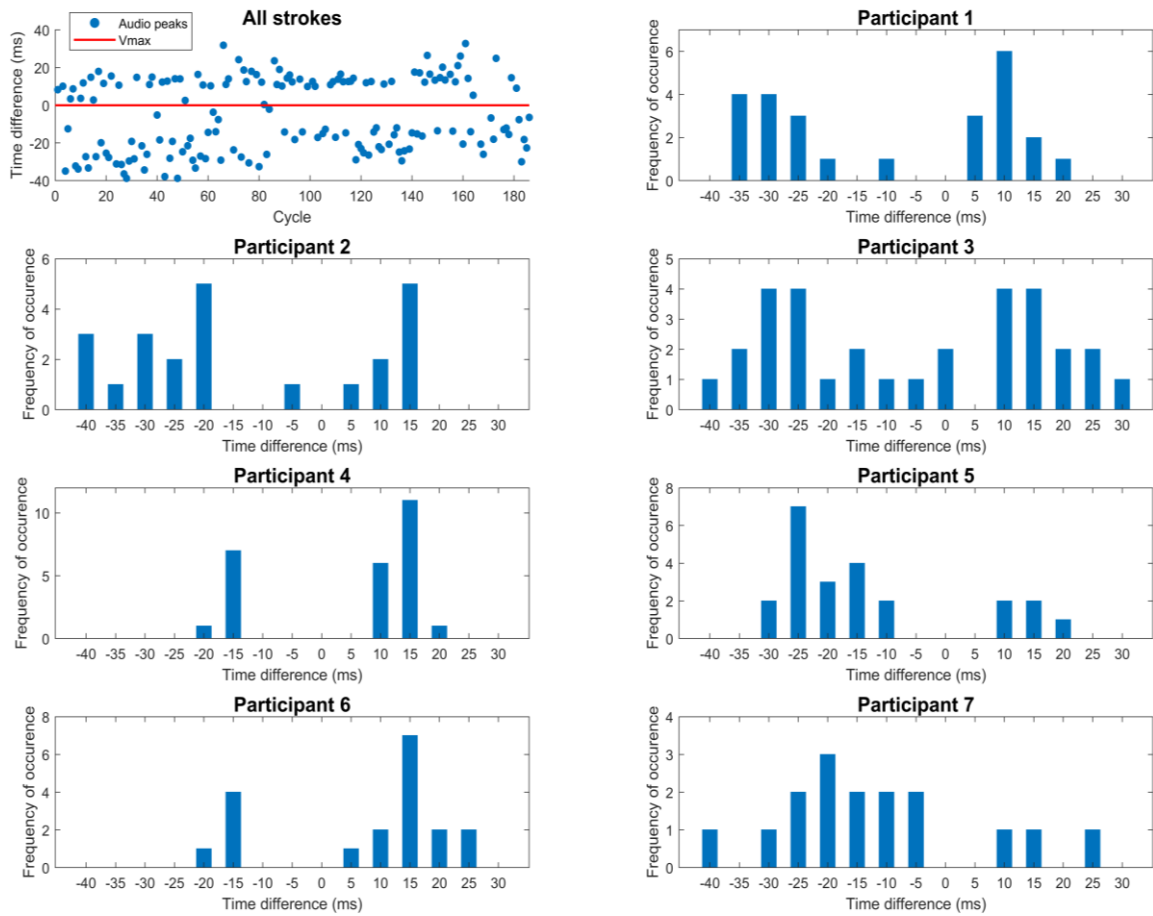


Figure 3. (Top left) Time difference between the impact audio peak and the maximal racket speed occurrences for each cycle. (Rest) Frequency diagrams of time differences between the two events for each participant. Each bar represents the values of time difference rounded to the closest 5th ms.



B.2 Communications orales

B.2.1 3DAHM 2018 à Manchester

Introduction

Studying sports is the key to improve performance as well as reducing the risk of injury. In Table tennis, many injuries are located on the upper limbs, but also at the hip joint [1]. To investigate the origin of these hip injuries, both bones morphology and articular kinematics should be taken into account. Definition of joint centers are needed for computing articular kinematics, but non-palpable joint centers compel to their estimations. A commonly used method for hip joint center location is based on scaling a generic model [2], but its accuracy may be not sufficient for table tennis kinematics analysis where large hip joint movements occurred. Data fusion based on medical imaging may be considered as a reference for determining joint center locations and particularly for the hips [3], but weight down the measurement protocol and the data processing. Thus methodology choice made for determining joint locations location may drive to different joint kinematics during a forehand drive. The aim of this study is to determine if a scaling method is accurate enough for the determination of lower limbs kinematics during a table tennis forehand drive through multibody kinematic optimization.

Research Question

Is the scaling method accurate enough to personalize models and perform a kinematic analysis of the table tennis motion compared to data fusion from medical imaging ?

Methods

One volunteer (male, right-handed, 18 yo, 1m78, and 65kg) was involved in this study. After receiving its written consent, he was equipped with 10 markers on the pelvis, both femurs and tibias. Three dimensional locations of the reflective markers were captured using an optoelectronic motion capture system (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK, 200Hz). He then performed five trials of ten forehands drives with his own racket. One forehand drive was randomly selected among the ones with all markers present an all frames. Immediately after the motion capture acquisition, low dose biplanar radiographs were acquired (EOS, EOS imaging) without removing the skin markers. This allowed 3D reconstructions of the pelvis, femurs, tibias, and markers; to define anatomical frames,

and accurate markers locations in embedded bones reference frames. Two methods of personalization were investigated in this research. The first consisted in scaling the model to fit the markers captured during a static acquisition (MSCALING), with the OpenSim software scaling routine [2]. The second one was based on EOS 3D reconstructions of bones and markers (MEOS). In order to minimize the impact of the soft tissue artefact on the kinematics results, a multibody kinematic optimization was performed using OpenSim 3.3 software [2] for both methods. The three degrees of freedom of the hips and the one of the knee were computed for both models. The root-mean-square error (RMSE) between experimental and simulated markers of all the markers was assessed for both methods. The root-mean-square difference (RMSD) between the degrees of freedom of the two models was also computed.

Results

Markers RMSE is smaller with MEOS than with MSCALING during the forehand drive (figure1). The RMSD of the degrees of freedom showed a higher difference on the non-playing side (NPS) for the three degrees of freedom of the hip : Flexion/Extension (F/E), Adduction/Abduction (Ad/Ab) and Internal/External rotation (Int/Ext). The percentage of difference compared to the value from the reference method (MEOS) is also higher on the NPS than on the playing side (PS) for Ad/Ab (4 % PS, 8 % NPS) and for Int/Ext (33 % PS, 45 % NPS) (table 1).

Discussion

Markers RMSE is smaller with the MEOS model than with MSCALING one (figure 1), which confirms that subject-specific approach improves kinematics results for complex movements [3] such as table tennis forehands drives. Differences in markers RMSE lead to differences in hip joint kinematics. This induced a difference in the estimation of the degrees of freedom of up to 44% (3° for Int/Ext on NPS) (table 1). It is then likely that this variation will generate modifications on kinetics data computed from inverse dynamics processing. The choice of the method to personalize joint centers should be taken into account when studying kinematics of a sport such as table tennis as it changes the kinematics results. It would be interesting to compare those results with other personalization methods such as functional or identification methods. Further work involving more subjects is still needed to evaluate the full implication of model personalization of those methods on the various biomechanical data.

References

- 1 Nguyen, SFTS 2016
- 2 Delp, IEEE transactions on bio-medical engineering 2007; 54(11) : 1940-1950
- 3 Sangeux, Gait and Posture 2014; 40(1) : 20-5.

Comparison of lower limbs kinematics for table tennis forehand drive between generic and personalized models

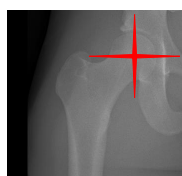
Thibault Marsan¹, Maxime Bourgain¹, Laura Valdes¹, Patricia Thoreux², Philippe Rouch¹, Christophe Sauret¹

1: Arts et Metiers ParisTech, Institut de Biomecanique Humaine Georges Charpak, 151 bd de l'hôpital, 75013 Paris, France

2: Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France

Introduction

- Injuries mainly located at the hip in table tennis [1]
- Need kinematics and bone morphology to study origin of injury.
- Need to personalize joint centers [3].



Is the scaling method accurate enough to personalize models and perform a kinematic analysis of the table tennis motion compared to data fusion from medical imaging?

Material and Methods

- One participant
- 18 yo
- Motion Analysis (200Hz) :
 - 10 markers on the lower limbs
- Low-dose biplanar radiographs (EOS, EOS Imaging)
- Two methods of personalization :
 - 1) Scaling based on the markers ($M_{scaling}$) [2]
 - 2) 3D reconstruction of the bones (M_{EOS})
- MKO with OpenSim [2]

Results

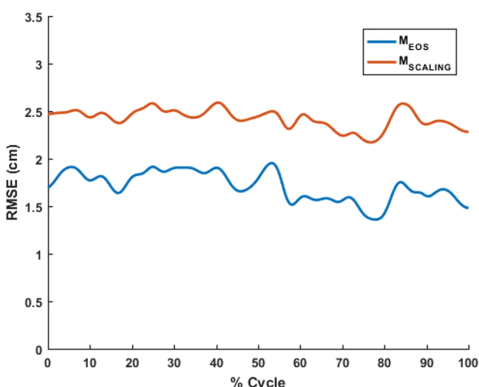
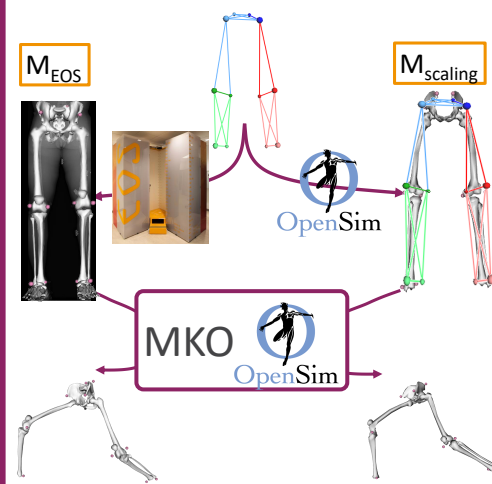
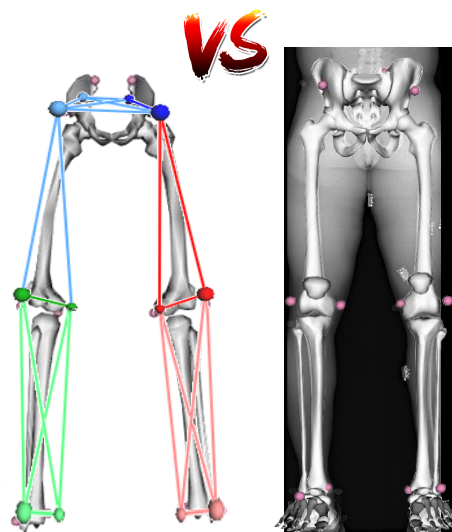


Figure 1. Evolution of the Markers RMSE for the two methods of personalization



	Playing side				Non playing side			
	F/E	Ad/Ab	Int/Ext	Knee	F/E	Ad/Ab	Int/Ext	Knee
Max RMSD (°)	2	2	4	3	3	5	3	3
Max RMSD (%)	2	3	20	4	2	6	44	4

Table 1. Maximum RMSD and maximum RMSD in % for the degrees of freedom of the model : Flexion/Extension (F/E), Adduction/Abduction (Ab/Ad), Internal/External Rotation and knee rotation for the playing and non playing side.

Discussion and conclusion

- Subject-specific approach improves kinematics.
- Differences in RMSE (Figure 1) lead to differences in kinematics up to 5° (Table 1).
- Need to confirm on more subjects.



References

1. Nguyen, SFTS 2016
2. Delp, IEEE transactions on bio-medical engineering 2007; 54(11): 1940-1950
3. Sangeux, Gait & Posture 2014; 40(1): 20-5.

B.2.2 ITTF SSC, Budapest 2019

Thibault Marsan*, Philippe Rouch*, Patricia Thoreux**, Rozenn Jacquet-Yquel***, Christophe Sauret*

* Arts et Metiers ParisTech, Institut de Biomecanique Humaine Georges Charpak, 151 bd de l'hôpital, 75013 Paris, France

** Hôpital Avicenne, université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, 93017 Bobigny, France

*** INSEP, Pôle France de Tennis de table, 11 Avenue du Tremblay, 75012 Paris

Comparison of hip joint mechanical energy in table tennis forehand and backhand drives : a preliminary study

Abstract :

Hip joints are highly involved in table tennis and some authors found both pelvis angular velocity and hip joint torques related to the racket velocity (1). Others also showed higher lower limb joints ranges of motion for the best players (2). Hence, the mechanical work generated by the dominant hip can be seen as indicator of the playing intensity associated to the different strokes. The aim of the study was to quantify the hip joint mechanical work during classical strokes : forehand drive against topspin, forehand drive against backspin, backhand, and pivot. Motion capture acquisitions were performed on two international players with a set of 91 reflective markers placed on the body and the racket. A biplanar radiographic acquisition was also performed to personalize the biomechanical model (3). Hip joint velocity and torques were calculated on the dominant side, allowing mechanical work and power between the end of backswing and the ball impact (determined as the instant of maximal racket velocity) to be determined. Hip joint mechanical work was found the highest for forehand drive against backspin (2.16 ± 0.91 J/kg) and topspin forehand drive with pivot (2.37 ± 0.25 J/kg). Backhand drive required the lowest hip mechanical work (-0.06 ± 0.06 J/kg) and forehand drive against topspin was found as intermediate (0.81 ± 0.91 J/kg). Those results show that backhand can be used as a waiting strike and the use of backspin strokes can be used to accelerate opponent exhaustion but increase the exposition to opponent attack.

Key words : table tennis, dominant hip, energy

References

1. Iino Y. Hip joint kinetics in the table tennis topspin forehand : relationship to racket velocity. J Sports Sci [Internet]. 2017;36(7) :1–9.
2. Qian J, Zhang Y, Baker JS, Gu Y. Effects of performance level on lower limb kinematics during table tennis forehand loop. Acta Bioeng Biomech [Internet]. 2016;18(3) :149–55.
3. Marsan T, Bourgain M, Valdes L, Thoreux P, Rouch P, Sauret C. Comparison of lower limbs kinematics for table tennis forehand drive between generic and personalized models. 3DAHM 2018

B.2.3 Congrès de la société française de traumatologie du sport (SFTS), Reims 2019

Titre :

Comparaison de l'énergie mécanique des hanches pour les gestes de tennis de table : une étude préliminaire.

Auteurs :

Marsan Thibault, Sauret Christophe, Jacquet-Yquel Rozenn, Nguyen Stéphanie, Capron Perrine, Palierne Christian, Le Garrec Sébastien, Rouch Philippe, Thoreux Patricia

Introduction :

Les hanches sont des articulations très sollicitées lors de mouvements de tennis de table et il a été montré que la vitesse angulaire du pelvis et les moments au niveau des hanches étaient liés à la vitesse de raquette. D'autres auteurs ont montré une plus grande amplitude de hanche pour les meilleurs joueurs. De ce fait, le travail mécanique généré par la hanche dominante peut être vu comme un indicateur de l'intensité de jeu associée aux différents coups et donc potentiellement lié à un risque accru de coxopathie. Le but de cette étude était de quantifier le travail mécanique des hanches lors de coups classiques : coup droit contre topsin, coup droit contre effet coupé, coup droit en pivot, et revers.

Matériel et méthodes :

Une analyse du mouvement a été réalisée, à l'aide d'un système de capture du mouvement et deux plateformes de force, sur deux joueurs internationaux français. Pour cela, les joueurs ont été équipés avec un ensemble de 91 marqueurs réfléchissants sur le corps et la raquette. Une acquisition stéréo-radiographique basse dose (EOS Imaging) a ensuite été effectuée pour personnaliser le modèle biomécanique. Les vitesses angulaires et les moments articulaires de la hanche dominante ont été calculés, permettant, par suite, de déterminer le travail et la puissance mécanique entre la fin du back swing et le moment d'impact de la balle (déterminé comme l'instant où la vitesse de raquette est maximale).

Résultats :

Le travail mécanique à la hanche était maximal pour les coups droits contre des balles avec un effet coupé (2.16 ± 0.91 J/kg) et les coups droits en pivot (2.37 ± 0.25 J/kg). Les revers ont nécessité moins de travail mécanique de la hanche (-0.06 ± 0.06 J/kg) et

les coups droits contre topspin sont entre les deux (0.81 ± 0.91 J/kg).

Discussion :

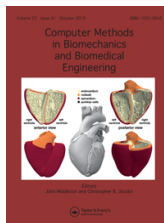
Aucune étude n'a précédemment considéré l'analyse du travail mécanique au niveau des hanches. Le travail développé à la hanche était bien plus important lors des coups droits contre des balles coupées que contre des balles liftées ce qui s'explique par le fait que le joueur doit contrer l'effet adverse en plus d'effectuer son coup. En revanche, le travail mécanique à la hanche était faible lors des coups en revers, ce qui signifie que les joueurs n'utilisaient pas ou peu leur hanche lors de ce type de coup et qu'ils devaient alors plus utiliser leur membre supérieur.

Conclusion :

Ces résultats de cette étude préliminaire montrent que le revers peut être utilisé comme un coup d'attente par les joueurs et que les balles avec un effet coupé peuvent permettre d'accélérer la fatigue de l'adversaire. Cependant, d'un point de vue tactique, cela augmente le risque d'exposition à une attaque adverse. A l'inverse, un travail mécanique important était noté lors des coups droits et ces coups peuvent ainsi être considéré comme plus à risque pour le développement de pathologies de hanche.

B.2.4 Congrès de la Société de Biomécanique, Poitiers 2019

,



Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering



ISSN: 1025-5842 (Print) 1476-8259 (Online) Journal homepage: <https://www.tandfonline.com/loi/gcmb20>

Influence of ankle joint model on lower limbs kinematics and kinetics during table tennis forehand drive

T. Marsan, P. Rouch, P. Thoreux, R. Jacquet-Yquel & C. Sauret

To cite this article: T. Marsan, P. Rouch, P. Thoreux, R. Jacquet-Yquel & C. Sauret (2019) Influence of ankle joint model on lower limbs kinematics and kinetics during table tennis forehand drive, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22:sup1, S177-S179, DOI: [10.1080/10255842.2020.1714231](https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714231)

To link to this article: <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1714231>



© 2020 The Author(s). Published by Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group



Published online: 22 May 2020.



Submit your article to this journal [↗](#)



Article views: 77



View related articles [↗](#)



View Crossmark data [↗](#)

Full Terms & Conditions of access and use can be found at <https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=gcmb20>

Influence of ankle joint model on lower limbs kinematics and kinetics during table tennis forehand drive

T. Marsan^a, P. Rouch^a, P. Thoreux^b,
R. Jacquet-Yquel^c and C. Sauret^a

^aArts et Metiers ParisTech, Institut de Biomecanique Humaine Georges Charpak, Paris, France; ^bHôpital Avicenne, Université Paris 13, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, Bobigny, France; ^cINSEP, Pôle France de Tennis de table, Paris

1. Introduction

Sport research is a key to improve performance and to prevent the risk of injury. In table tennis, many injuries are located at the upper limbs, but also at the hip joint (Nguyen et al. 2016). To investigate the origin of these hip injuries, both joint kinematics and kinetics should be taken into account.

To investigate sport biomechanics while limiting the detrimental effect of soft tissue artifacts on kinematics and kinetics, musculoskeletal models have been developed. In a recent model dedicated to study running biomechanics (Raabe and Chaudhari 2016), the ankle was still modeled as a two degrees of freedom joint between the tibia and the talus and defined by two intersected and orthogonal axes located at the center of the talus: one is a medio-lateral axis (perpendicular to the longitudinal axis of the tibia) and the other is a postero-anterior axis.

However, this ankle joint definition does not appear as physiologic as a model that would incorporate a first axis defined between distal malleoli extremities (Brockett and Chapman 2016) and the Henke axis (Henke 1863).

To investigate the potential impact of this model on ankle biomechanics and its propagation to upper joints such as knee and hip joints, the purpose of this study was to assess the impact of ankle joint model on the lower limbs kinematics and kinetics during table tennis top spin forehand drive. The hypothesis was that the more physiologic ankle model could impact ankle biomechanics but also this of upper joint such as the hip.

2. Methods

2.1. Participants

Sixteen French international table tennis players (thirteen male and three female) participated in this study, which was ethically approved (2018-A00173-52). On average, subjects' characteristics were: age 19.5 ± 4.6 y.o., mass 69.9 ± 7.0 kg, height 1.80 ± 0.05 m for male; and age 23.3 ± 3.7 y.o., mass 57.6 ± 2.5 kg, height 1.70 ± 0.01 m for female.

After receiving their written consent, participants were equipped with 91 reflective markers placed on the whole body and the racket. Motion capture acquisitions were performed with a 15-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon® System, ©Oxford Metrics Inc., UK, 200 Hz) with simultaneous recording of ground reaction forces obtained with two force plates (AMTI OR6, USA, 1000 Hz).

Motion capture acquisitions were performed to measure markers trajectories and force plate data during top spin forehand drive in opposition with a player with a similar level. Five trials composed of five successive top spin forehand drives were recorded for each participant. A trial with at least 5 forehand strokes with the dominant foot on the platforms was selected for this study.

Right after the motion capture and without removing the markers, participants underwent a low dose biplanar radiographic acquisition (EOS, EOS Imaging) in a neutral standing posture. 3D reconstruction of the spine, pelvis, femurs, tibias and fibulas were performed and used to personalize the biomechanical model.

2.2. Ankle model

Ankle flexion/extension axis was defined using distal parts of the tibia/fibula meshes where both malleoli region were located. The abduction/adduction axis, of the Raabe and Chaudhari (2016) model has been locked, and the Henke axis in the subtalar joint, which was already present but locked in this model, was unlocked.

2.3. Data treatment

To quantify the effect of the ankle model, a first model was built for all subjects based on the model of Raabe and Chaudhari (2016) and personalized for hip

Table 1. Mean kinematics results for playing side (PS) and non-playing side (NPS) for all the participants. Range: range of motion of the degree of freedom.

			RMSD (°)	Diff max (°)	Range (°)
Hip	Flexion	PS	1.4	3.0	59.8
		NPS	1.2	2.4	47.6
	Abduction	PS	1.8	3.2	27.3
		NPS	1.9	3.5	17.6
	Rotation	PS	3.4	6.8	34.5
		NPS	3.5	6.2	36.9
Knee	Flexion	PS	0.6	1.1	41.4
		NPS	0.5	1.0	33.7
Ankle	Flexion	PS	11.4	14.6	27.0
		NPS	6.7	10.1	35.9

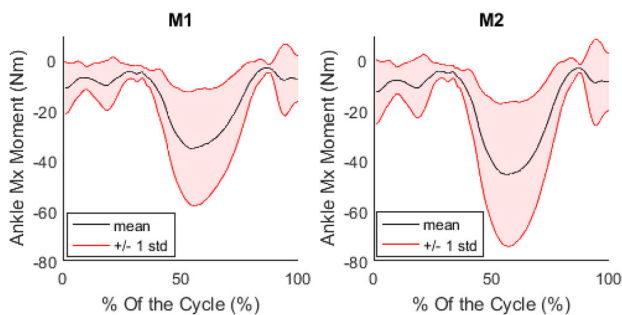


Figure 1. Evolution of the ankle Mx moment for one subject on both methods. M1 on the left and M2 on the right.

and knee joints. Then, the resulting model (M1) was duplicated and the second was modified for the ankle joint according to the definition describe above to provide a more physiological model (M2).

Kinematic data were then processed using both models through a multibody kinematic optimization, performed in OpenSim 3.3 (Delp et al. 2007) and followed by an inverse dynamic processing performed in Matlab to obtained joint moment in a proximal orthogonal coordinate system. The root mean square difference (RMSD) and the maximum difference (Diff max) between the two models were computed for both joint angle and moments of the lower limbs joints. The root mean square error (RMSE) of the markers reconstruction with the two models was also computed and compared.

3. Results and discussion

Markers RMSE did not changed noticeably between the two methods, which means two equivalent suitable configurations were obtained with the two models that during the multibody kinematics optimization, OpenSim could find.

Maximum differences, RMSD and range of both kinematics (Table 1) and kinetics were higher, as expected, for the ankle than on the other joints. Regarding kinematics, RMSD and the maximum

difference were found higher on the ankle than on any other joint. Nevertheless, the difference is not negligible on the hip and knee joints with a maximum difference reaching up to 7° on the playing side hip rotation, which corresponded to 20% of the range of motion.

Regarding kinetics, on average for all the participants, RMSD on the playing side joint moments were 4.3, 5.3 and 7.0 Nm for hip in the 3 directions of the pelvis coordinate system (maximum differences: 11.9, 13.9 and 20.5 Nm, respectively) for range magnitudes of 500, 423 and 491 Nm. For the knee, RMSD was 4.2, 2.2 and 3.4 Nm following the 3 axis of the coordinate system (maximum differences: 10.2, 6.0 and 8.7 Nm, respectively) for range magnitudes of 184, 246 and 191 Nm. For the ankle (Figure 1), RMSD was 2.4, 0.5 and 0.6 Nm in the three direction of the coordinate system located at the center of the talus (maximum differences: 5.7, 1.5 and 0.6 Nm, respectively) for range magnitudes of 30, 28 and 98 Nm.

4. Conclusions

This study aimed at evaluating the impact of ankle personalization on lower limbs kinematics and kinetics. It has been found that there was no difference in the RMSE despite the change of model.

However, differences in kinematics and kinetics have been observed. Even if the higher difference were observed on the ankle angles and moments, the other lower limbs joints were also impacted by the model difference.

Due to the impact on biomechanical results of the ankle model, even when looking at the hip joint, the more physiological ankle description of the model incorporating the mediolateral malleoli axis and Henke axis can be recommended to investigate biomechanics of table tennis. Personalization of the flexion/extension axis can be done based on 3D reconstructions from EOS biplanar radiographic images. The personalization of the Henke axis could also be done but would necessitate additional radiographic acquisitions that are unnecessary (Nichols et al. 2017).

Acknowledgements

Authors would like to thank the French federation of table tennis for their help for recruiting table tennis players, and the volunteers.

References

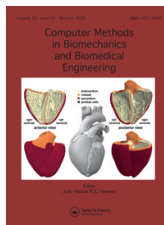
- Brockett CL, Chapman GJ. 2016. Biomechanics of the ankle. *Orthop Trauma* [Internet]. 30(3):232–238.
- Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. 2007. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. 54:1940–1950.
- Henke J. 1863. *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. CF Winter'sche Verlagshandlung.
- Nguyen S, Sauret C, Bourgain M, Le Garrec S, Jacquet-Yquel R, Paliarne C, Rouch P, Thoreux P. 2016. Pathologies coxo-fémorales des pongistes de haut niveau. In: SFTS-SFMES. Pau, France.
- Nichols JA, Roach KE, Fiorentino NM, Anderson AE. 2017. Subject-specific axes of rotation based on talar morphology do not improve predictions of tibiotalar and subtalar joint kinematics. *Ann Biomed Eng*. 45(9):2109–2121. [Internet].
- Raabe ME, Chaudhari A. 2016. An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model: model development and validation. *J Biomech*. 49(7):1238–1243. [Internet]

KEYWORDS Ankle model; table tennis; lower limbs; musculoskeletal model

 thibault.marsan@ensam.eu

B.2.5 Congrès de la Société de Biomécanique, Metz 2020

,



Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering



ISSN: 1025-5842 (Print) 1476-8259 (Online) Journal homepage: <https://www.tandfonline.com/loi/gcmb20>


Estimating the GRF under one foot knowing the other one during table tennis strokes: a preliminary study

T. Marsan, P. Rouch, P. Thoreux, R. Jacquet-Yquel & C. Sauret


To cite this article: T. Marsan, P. Rouch, P. Thoreux, R. Jacquet-Yquel & C. Sauret (2020) Estimating the GRF under one foot knowing the other one during table tennis strokes: a preliminary study, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23:sup1, S192-S193

To link to this article: <https://doi.org/10.1080/10255842.2020.1813422>

 © 2020 Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group

 Published online: 02 Nov 2020.

 Submit your article to this journal [↗](#)

 View related articles [↗](#)

 View Crossmark data [↗](#)

Full Terms & Conditions of access and use can be found at <https://www.tandfonline.com/action/journalInformation?journalCode=gcmb20>

Estimating the GRF under one foot knowing the other one during table tennis strokes: a preliminary study

T. Marsan^a, P. Rouch^a, P. Thoreux^{a,b}, R. Jacquet-Yquel^c and C. Sauret^{a,d}

^aInstitut de Biomécanique Humaine Georges Charpak, Arts et Métiers Institute of Technology, Paris, France; ^bHôpital Avicenne, Université Sorbonne Paris Nord, Sorbonne Paris-Cité, AP-HP, Bobigny, France; ^cPôle France de Tennis de table, INSEP, Paris, France; ^dCentre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, Institution Nationale des Invalides, Créteil, France

1. Introduction

Sport research is a key to improve performance and to prevent the risk of injury. In table tennis, many injuries are located at the upper limbs, but also at the hip joint (Nguyen et al. 2016). To investigate the origin of these hip injuries, both joint kinematics and kinetics should be taken into account.

Kinetics data required the knowledge of external forces, which are usually obtained through force platforms. Force platforms measure 3D forces but are fixed in the motion analysis laboratory. As a consequence, it is often difficult to record ground reaction forces (GRF) for all foot support during sport motions, in particular in activities such as table tennis where players usually spread their legs apart and have to perform displacement to adjust their placement with respect to the incoming ball. Hence, it would be useful to make the GRF measurement under only one foot and to assess GRF under the second foot based on human bodies kinematics and inertial parameters. Some authors already have investigated this kind of GRF estimation for gait analysis (Pillet et al. 2010). However, it may be another challenge with more dynamic activities such as table tennis.

The purpose of this study was to evaluate the assessment of 3D GRF under one foot based on body segments kinematics and inertial parameters, and the GRF measurement under the second foot.

2. Methods

2.1. Participants and experimentation

Two young males national table tennis players (14 and 12 y.o., height: 1.54 and 1.55 m, mass: 45 and 46 kg) participated in this study (No. RCB 2018-A00173-52). They were equipped with 91 reflective markers placed on the whole body and the racket. Motion capture acquisitions were performed with a 15-cameras optoelectronic motion capture system (Vicon System, Oxford Metrics Inc., UK, 200 Hz) with simultaneous recording of GRF with two force plates (AMTI OR6, USA, 1000 Hz).

Motion capture acquisitions included a first acquisition with the participant standing in a static position; acquisitions of functional movements mobilizing sequentially all the joints of the body; and two simulations of five consecutive table tennis forehand strokes in a lab position allowing both GRF to be measured.

Participants also underwent a low dose biplanar radiographic acquisition (EOS, EOS Imaging, France) without removing the markers, allowing 3D reconstruction of lower limbs bones and markers.

2.2. Data processing

The data extracted from the motion capture were processed with OpenSim 3.3 (Delp et al. 2007). First, the model was scaled based on the position of the markers during the static reference position. Then, the pelvis and lower limbs parts of the model were personalised based on 3D reconstructions of bones and markers. Then, an optimization of the body segment inertial parameters (i.e., the segments' mass and centre of mass) was performed based on the functional movements. Joint angles have been obtained using a multibody kinematic optimisation with OpenSim inverse kinematics tool.

Body segments kinematics and inertial parameters were then used, combined with the measured left foot GRF (F_L), to assess the right foot GRF (F_R):

$$\vec{F}_L = m\vec{a} - \vec{F}_R - \vec{F}_{gravity}$$

With m the mass of the whole body, \vec{a} the whole body centre of mass acceleration and $\vec{F}_{gravity}$ the weight. The same method was also applied for the right foot torque computation.

The RMSD (root mean square difference) was computed in percentage of the reference value (measured GRF).

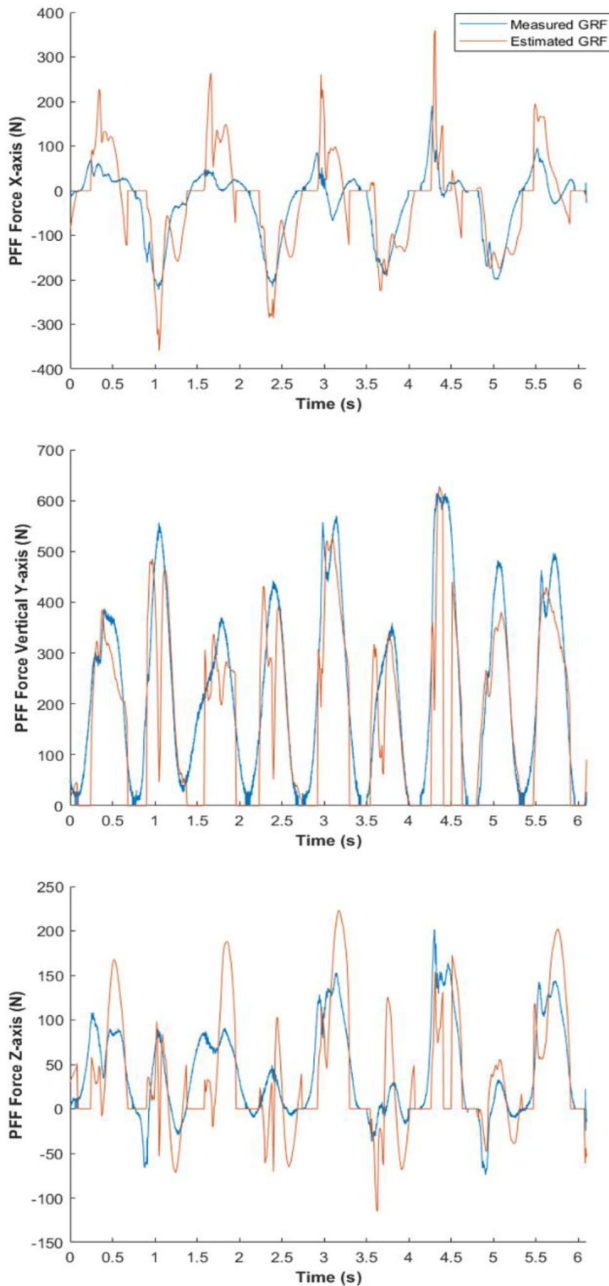


Figure 1. Evolution of the three GRF for the measured and estimated GRF.

3. Results and discussion

Results showed a relatively good agreement between estimated and measured GRF on the vertical axis (Y-axis) (Figure 1). However, looking in details showed force RMSD was of $40.0 \pm 4.4\%$ on the X-axis, $30.4 \pm 9.4\%$ on the Y-axis and 48.5 ± 8.0 on the Z-axis. The maximal differences reached 220 N. But high differences are concentrated during peak instants (Figure 1).

The vertical axis has the least differences among the three axis. It is because the contribution of the acceleration term ($m\vec{a}$) is smaller than on the other axis because of the gravity, which is along the Y-axis and does not contribute to X- and Z-axis GRF.

The RMSD were higher than the one reported by Pillet et al. (2010) which was of about 10% of difference on all three axes. However, this study was performed during a walking activity and our study focuses on more dynamic table tennis motion, which could explain the higher differences.

These differences at the peak of the forces reflect inconsistency of the model that might exist even after optimizing those parameters since it is at this time that players have the more dynamic movements. More probably, kinematics, which necessitates multiple time differentiations, can be the major source of these high inconsistencies during peaks instants (Muller 2017).

4. Conclusions

The estimation of the GRF based on Newton's second law has shown to be a good estimation for out of the peaks GRF but tend to over-estimate peak values. Therefore, this method can be used to estimate GRF data but is sensitive to peaks.

Acknowledgements

This study was supported by the French Ministry of Sports (grant 17r22).

References

- Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, Guendelman E, Thelen DG. 2007. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 54(11): 1940–1950.
- Muller A. 2017. Contributions méthodologiques à l'analyse musculo-squelettique de l'humain dans l'objectif d'un compromis précision performance.
- Nguyen S, Sauret C, Bourgain M, Le Garrec S, Jacquet-Yquel R, Palierne C, Thoreux P. 2016. Pathologies coxo-fémorales des pongistes de haut niveau. SFTS-SFMES. Pau, France.
- Pillet H, Bonnet X, Lavaste F, Skalli W. 2010. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait Posture.* 31(2):147–152.

KEYWORDS Motion capture; dynamic movements; musculoskeletal model

✉ thibault.marsan@ensam.eu

Bibliographie

- Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Herrmann, S. D., Meckes, N., Bassett, D. R., Tudor-Locke, C., Greer, J. L., Vezina, J., Whitt-Glover, M. C., and Leon, A. S. (2011). 2011 compendium of physical activities : A second update of codes and MET values. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(8) :1575–1581.
- Akpinar, S. S., Devrilmez, E., and Kirazci, S. (2012). Coincidence-Anticipation Timing Requirements are Different in Racket Sports. *Perceptual and Motor Skills*, 115(2) :581–593.
- Amarantini, D. (2019). Neuro-biomécanique de la redondance musculaire –Modélisation musculo-squelettique et contrôle moteur dela co-contraction agoniste / antagoniste.
- Anglin, C., Wyss, U. P., and Pichora, D. R. (2000). Glenohumeral contact forces. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, 214(6) :637–644.
- Anh, D. (2020). Bilan de hanche. [http ://www.fft.com/site/fft/documentations/haut-niveau](http://www.fft.com/site/fft/documentations/haut-niveau).
- Audenaert, E. A., Houcke, J. V., Maes, B., Victor, J., Pattyn, C., and Bosschel, L. V. (2012). Range of motion in femoroacetabular impingement. *Acta Orthopaedica Belgica*, 78(3) :327–332.

- Aune, T. K., Ingvaldsen, R. P., and Ettema, G. J. C. (2008). Effect of physical fatigue on motor control at different skill levels. *Perceptual and Motor Skills*, 106(2) :371–386.
- Azémar, G., Stein, J.-F. F., and Ripoll, H. (2008). Effects of ocular dominance on eye-hand coordination in sporting duels. *Science and Sports*, 23(6) :263–277.
- Bacquaert, D. P. (2017). Le Test de Risser. <https://www.irbms.com/test-de-risser/>.
- Bańkosz, Z. and Winiarski, S. (2017). The kinematics of table tennis racquet : Differences between topspin strokes. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 57(3) :202–213.
- Bańkosz, Z. and Winiarski, S. (2018a). Correlations between angular velocities in selected joints and velocity of table tennis racket during topspin Forehand and Backhand. *Journal of Sports Science and Medicine*, 17(2) :330–338.
- Bańkosz, Z. and Winiarski, S. (2018b). The evaluation of changes of angles in selected joints during topspin forehand in table tennis. *Motor Control*, 22(3) :314–337.
- Bańkosz, Z. and Winiarski, S. (2020). Parameters of Topspin Forehand in Table Tennis and Their Inter-and Intra- Individual Variability Kinematic Parameters of Topspin Forehand in Table Tennis and Their Inter- and Intra-Individual Variability. *Journal of sports science & medicine*, 19(February) :138–148.
- Bartolone, P. and Christofilopoulos, P. (2015). Conflit fémoro-acétabulaire chez le sportif : prise en charge et traitement. *Revue Médical Suisse*, 481 :1445–1449.
- Baudoin, A., Skalli, W., de Guise, J. A., and Mitton, D. (2008). Parametric subject-specific model for in vivo 3D reconstruction using bi-planar X-rays : application to the upper femoral extremity. *Medical & biological engineering & computing*, 46(8) :799–805.
- Beaulé, P. E., Grammatopoulos, G., Speirs, A., Geoffrey Ng, K. C., Carsen, S., Frei, H., Melkus, G., Rakhra, K., and Lamontagne, M. (2018). Unravelling the hip pistol grip/cam deformity : Origins to joint degeneration. *Journal of Orthopaedic Research*, 36(12) :3125–3135.
- Begly, J. P., Buckley, P. S., Utsunomiya, H., Briggs, K. K., and Philippon, M. J. (2018). Femoroacetabular Impingement in Professional Basketball Players : Return to Play,

- Career Length, and Performance After Hip Arthroscopy. *The American Journal of Sports Medicine*, 46(13) :3090–3096.
- Bendaya, S., Lazennec, J. Y., Anglin, C., Allena, R., Sellam, N., Thoumie, P., and Skalli, W. (2015). Healthy vs. osteoarthritic hips : A comparison of hip, pelvis and femoral parameters and relationships using the EOS® system. *Clinical Biomechanics*, 30(2) :195–204.
- Benouaich, L. (2015). *Analyse biomécanique de l'appui sportif : contributions méthodologiques et application au saut en kungfu wushu*. PhD thesis, Arts et Metiers Paristech.
- Biering-Sørensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*, 9(2) :106–119.
- Bischoff, M., Zentgraf, K., Pilgramm, S., Stark, R., Krüger, B., and Munzert, J. (2014). Anticipating action effects recruits audiovisual movement representations in the ventral premotor cortex. *Brain and Cognition*, 92 :39–47.
- Bootsma, R. J., Fernandez, L., Morice, A. H. P., and Montagne, G. (2010). Top-level players' visual control of interceptive actions : Bootsma and Van Wieringen (1990) 20 years later. *Journal of Experimental Psychology : Human Perception and Performance*, 36(4) :1056–1063.
- Bourgain, M. (2018). *Analyse Biomécanique du swing de golf*. PhD thesis, ENSAM.
- Bourgain, M., Sauret, C., Thoreux, P., Rouillon, O., Rouch, P., Biomécanique, I. D., Georges, H., and Paristech, M. (2016). Impact of hip joint misplacement on kinematics and kinetics during golf swing. In *ISBS 2016*, pages 2–5, Tsubaka, Japan.
- Bringer, O., César, M., Silbert, H., Tremlet, J., and Mirouse, G. (2018). Hanche - Les pathologies de hanche. <https://www.chirurgie-orthopedique.fr/hanche/>.
- Brockett, C. L. and Chapman, G. J. (2016). Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 30(3) :232–238.
- Camomilla, V., Cereatti, A., Cutti, A. G., Fantozzi, S., Stagni, R., and Vannozzi, G. (2017). Methodological factors affecting joint moments estimation in clinical gait analysis : A systematic review. *BioMedical Engineering Online*, 16(1) :1–27.

- Cardenas, D. J. (2015). La Hanche. <https://www.doctissimo.fr/html/sante/atlas/fiches-corps-humain/squelette-hanche.html>.
- Chaibi, Y., Cresson, T., Aubert, B., Hausselle, J., Neyret, P., Hauger, O., de Guise, J. A., and Skalli, W. (2012). Fast 3D reconstruction of the lower limb using a parametric model and statistical inferences and clinical measurements calculation from biplanar X-rays. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(5) :457–466.
- Choiselat, M. (2019). Tennis de table - Pro A. Quentin Robinot : « J'ai pensé à tous les gens qui m'ont soutenu ». <https://www.ouest-france.fr/sport/tennis-de-table/tennis-de-table-pro-quentin-robinot-j-ai-pense-tous-les-gens-qui-m-ont-soutenu-6270294>.
- Cidem, M., Karacan, I., and Uludag, M. (2012). Normal range of spinal mobility for healthy young adult Turkish men. *Rheumatology International*, 32(8) :2265–2269.
- Confino, J., Irvine Jr., J. N., O'Connor, M., Ahmad, C. S., and Lynch, T. S. (2019). Hip Injuries in Overhead Athletes. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 27(3) :123–131.
- Copcu, E. (2004). Sport-induced lipoma. *International Journal of Sports Medicine*, 25(3) :182–185.
- Dayan, E., Casile, A., Levit-Binnun, N., Giese, M. A., Hendler, T., and Flash, T. (2007). Neural representations of kinematic laws of motion : evidence for action-perception coupling. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 104(51) :20582–20587.
- Delbarre-Grossemy, I. (2008). *Goniométrie : Manuel d'évaluation des amplitudes articulaires des membres et du rachis*. Elsevier Masson.
- Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E., and Thelen, D. G. (2007). OpenSim : Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11) :1940–1950.
- Doherty, M., Courtney, P., Doherty, S., Jenkins, W., Maciewicz, R. A., Muir, K., and Zhang, W. (2008). Nonspherical femoral head shape (pistol grip deformity), neck shaft

- angle, and risk of hip osteoarthritis : A case-control study. *Arthritis and Rheumatism*, 58(10) :3172–3182.
- Doriot, N. and Chèze, L. (2004). A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 51(1) :21–27.
- Dumas, R., Aissaoui, R., and de Guise, J. (2004). A 3D Generic Inverse Dynamic Method using Wrench Notation and Quaternion Algebra. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 7 :159–166.
- Dumas, R., Aissaoui, R., Mitton, D., Skalli, W., and de Guise, J. A. (2005). Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 52(10) :1756–1763.
- Ebrahim, H. R. H. (2010). *The mechanical contribution of the arm movement during the performance of the back hand topspin table tennis players*. PhD thesis, Konstanz : University of Konstanz.
- Elferink-Gemser, M. T., Faber, I. R., Visscher, C., Hung, T. M. T.-M., De Vries, S. J., and Nijhuis-Vandersanden, M. W. G. (2018). Higher-level cognitive functions in Dutch elite and sub-elite table tennis players. *PLoS ONE*, 13(11) :1–13.
- Eng, J. J. and Winter, D. A. (1995). Kinetic analysis of the lower limbs during walking : what information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of biomechanics*, 28(6) :753–758.
- Epstein, D. M., McHugh, M., Yorio, M., and Neri, B. (2013). Intra-articular hip injuries in national hockey league players : a descriptive epidemiological study. *The American journal of sports medicine*, 41(2) :343–348.
- Faber, I. R., Oosterveld, F. G. J., and Nijhuis-Van der Sanden, M. W. G. (2014). Does an eye-hand coordination test have added value as part of talent identification in table tennis? A validity and reproducibility study. *PloS one*, 9(1) :e85657–e85657.
- Feeley, B. T., Powell, J. W., Muller, M. S., Barnes, R. P., Warren, R. F., and Kelly, B. T. (2008). Hip injuries and labral tears in the national football league. *The American journal of sports medicine*, 36(11) :2187–2195.

- FFTT (2019). Présentation de la FFTT. <http://www.fft.com/site/fft/informations-generales/presentation-de-fft>.
- FFTT (2020). De kensington Court à l'avenue de Versailles. <http://www.fft.com/site/fft/la-fft-en-chiffres/historique>.
- Fritzwillian, M. (1902). Table Tennis and Pastimes Pioneer. <https://www.ittf.com/wp-content/uploads/2018/03/15mar02.pdf>.
- Garcia, F. R. (2017). Tools for 3D Point Cloud Registration. page 131.
- Goldin, D. Q. and Kanellakis, P. C. (1995). On similarity queries for time-series data : Constraint specification and implementation. *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 976 :137–153.
- Greiner, P. (2018). Arthroscopie de Hanche. <https://www.dr-greiner-orthopedie.fr/arthroscopie-de-hanche/>.
- Guillot, A., Collet, C., and Dittmar, A. (2005). Influence of environmental context on motor imagery quality : An autonomic nervous system study. *Biology of Sport*, 22(3) :215–226.
- Guo, Y., Sun, Y., Ren, Y., Huang, Z., Wu, J., and Zhang, Z. (2019). Upper limb muscle force estimation during table tennis strokes. In *2019 IEEE 16th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, BSN 2019 - Proceedings, Electrical and Communication Engineering, Sensor Network and Application Research Center, School of Electronic, University of Chinese Academy of Sciences, Beijing, China*.
- Hananouchi, T., Yasui, Y., Yamamoto, K., Toritsuka, Y., and Ohzono, K. (2012). Anterior Impingement Test for Labral Lesions Has High Positive Predictive Value. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 470(12) :3524–3529.
- Hayes, W. C. and Mockros, L. F. (1971). Viscoelastic properties of human articular cartilage. *Journal of applied physiology*, 31(4) :562–568.
- Henke, J. (1863). Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. *C.F Winter'sche Verlagshandlung*.

- Hughes, P. K., Bhundell, N. L., and Waken, J. M. (1993). Visual and psychomotor performance of elite, intermediate and novice table tennis competitors. *Clinical and Experimental Optometry*, 76(2) :51–60.
- Humbert, L., Carlioz, H., Baudoin, A., Skalli, W., and Mitton, D. (2008). 3D Evaluation of the acetabular coverage assessed by biplanar X-rays or single anteroposterior X-ray compared with CT-scan. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 11(3) :257–262.
- Hung, T.-M., Spalding, T. W., Maria, D. L. S., and Hatfield, B. D. (2004). Assessment of reactive motor performance with event-related brain potentials : Attention processes in elite table tennis players. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 26(2) :317–337.
- Hybois, S. (2019). *Approche numérique pour l’optimisation personnalisée des réglages d’un fauteuil roulant manuel*. PhD thesis, Arts et Métiers Paristech - Campus de Paris, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak.
- Iino, Y. (2017). Hip joint kinetics in the table tennis topspin forehand : relationship to racket velocity. *Journal of Sports Sciences*, 36(7) :1–9.
- Iino, Y. and Kojima, T. (2009). Kinematics of table tennis topspin forehands : Effects of performance level and ball spin. *Journal of Sports Sciences*, 27(12) :1311–1321.
- Iino, Y. and Kojima, T. (2011). Kinetics of the upper limb during table tennis topspin forehands in advanced and intermediate players. *Sports Biomechanics*, 10(4) :361–377.
- Iino, Y. and Kojima, T. (2016a). Effect of the racket mass and the rate of strokes on kinematics and kinetics in the table tennis topspin backhand. *Journal of Sports Sciences*, 34(8) :721–729.
- Iino, Y. and Kojima, T. (2016b). Mechanical energy generation and transfer in the racket arm during table tennis topspin backhands. *Sports Biomechanics*, 15(2) :180–197.
- Iino, Y., Mori, T., and Kojima, T. (2008). Contributions of upper limb rotations to racket velocity in table tennis backhands against topspin and backspin. *Journal of Sports Sciences*, 26(3) :287–293.

- Iino, Y., Yoshioka, S., and Fukashiro, S. (2018). Effect of Mechanical Properties of the Lower Limb Muscles on Muscular Effort During Table Tennis Forehand. *ISBS Proceedings Archive (XXXV-)*, 3(2017) :770–773.
- International Organization for Standardization (1994). Precision of test methods — Determination of repeatability and reproducibility for a standard test method by inter-laboratory tests.
- ISRN (2015). Rapport de l'IRSN 2015. <https://www.irsn.fr/FR/IRSN/Publications/rapports-annuels/RA/Pages/rapport-annuel-IRSN-2015.aspx>.
- Ito, T., Shirado, O., Suzuki, H., Takahashi, M., Kaneda, K., and Strax, T. E. (1996). Lumbar trunk muscle endurance testing : An inexpensive alternative to a machine for evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(1) :75–79.
- Jackson, T. J., Starkey, C., McElhiney, D., and Domb, B. G. (2013). Epidemiology of Hip Injuries in the National Basketball Association : A 24-Year Overview. *Orthopaedic journal of sports medicine*, 1(3) :2325967113499130.
- Jacquelin, E., Brizard, D., and Dumas, R. (2019). A screening method to analyse the sensitivity of a lower limb multibody kinematic model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22(10) :925–935.
- Junge, A., Engebretsen, L., Mountjoy, M. L., Alonso, J. M., Renström, P., Aubry, M. J., and Dvorak, J. (2009). Sports injuries during the Summer Olympic Games 2008. *American Journal of Sports Medicine*, 37(11) :2165–2172.
- Kamonseki, D. H., Cedin, L., Habechian, F. A. P., Piccolomo, G. F., and Camargo, P. R. (2018). Glenohumeral internal rotation deficit in table tennis players. *Journal of Sports Sciences*, 36(23) :2632–2636.
- Keogh, E., Chakrabarti, K., Pazzani, M., and Mehrotra, S. (2001). Dimensionality Reduction for Fast Similarity Search in Large Time Series Databases. *Knowledge and Information Systems*, 3(3) :263–286.
- Klein, P., Sommerfeld, P., and Meddeb, G. (2008). *Biomécanique des membres inférieurs Bases et concepts, bassin, membres inférieurs*. Elsevier.

- Kondric, M., Sekulic, D., Petroczi, A., Ostojic, L., Rodek, J., and Ostojic, Z. (2011). Is there a danger for myopia in anti-doping education ? Comparative analysis of substance use and misuse in Olympic racket sports calls for a broader approach. *Substance abuse treatment, prevention, and policy*, 6 :27.
- Kondrič, M., Sindik, J., Furjan-Mandić, G., and Schiefler, B. (2013). Participation motivation and student’s physical activity among sport students in three countries. *Journal of Sports Science and Medicine*, 12(1) :10–18.
- Kondric, M., Zagatto, A. M., and Sekulic, D. (2013). The physiological demands of table tennis : a review. *Journal of sports science & medicine*, 12(3) :362–370.
- Krekel, P. R., Vochteloo, A. J., Bloem, R. M., and Nelissen, R. G. (2011). Femoroacetabular impingement and its implications on range of motion : a case report. *Journal of medical case reports*, 5 :143.
- La Compagnie Tennis de Table (2008). L’histoire du tennis de table. <http://www.lacompanaise.com/historique.html>.
- Labaune, S. (2017). La révolution permanente du tennis de table. <https://www.lacroix.com/Journal/revolution-permanente-tennis-table-2017-09-16-1100877238>.
- Le Mansec, Y., Pageaux, B., Nordez, A., Dorel, S., and Jubeau, M. (2018). Mental fatigue alters the speed and the accuracy of the ball in table tennis. *Journal of Sports Sciences*, 36(23) :2751–2759.
- Lin, J., Keogh, E., Wei, L., and Lonardi, S. (2007). Experiencing SAX : a Novel Symbolic Representation of Time Series. *Data Mining and Knowledge Discovery*, 15 :107–144.
- Lynch, T. S., Bedi, A., and Larson, C. M. (2017). Athletic hip injuries. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 25(4) :269–279.
- Mackay, D. J. C. (1998). *Introduction to Monte Carlo Methods BT - Learning in Graphical Models*. Springer Netherlands, Dordrecht.
- Malagoli Lanzoni, I., Bartolomei, S., Di Michele, R., and Fantozzi, S. (2018). A kinematic comparison between long-line and cross-court top spin forehand in competitive table tennis players. *Journal of Sports Sciences*, 36(23) :2637–2643.

- Malkogeorgos, A. (2011). Common dance related musculoskeletal injuries. *Journal of Physical Education and Sport*, 11(3) :259–266.
- Mao, B.-J. (2012). Biomechanical analysis of two techniques performed in table tennis.
- Moher, D., Liberati, A., Tetzlaff, J., Altman, D. G., and PRISMA Group (2009). Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses : the PRISMA Statement. *Open medicine : a peer-reviewed, independent, open-access journal*, 3(3) :e123–30.
- Morris, M. D. (1991). Factorial sampling plans for preliminary computational experiments. *Technometrics*, 33(2) :161–174.
- Murakami, K., Hamai, S., Okazaki, K., Ikebe, S., Shimoto, T., Hara, D., Mizu-uchi, H., Higaki, H., and Iwamoto, Y. (2016). In vivo kinematics of healthy male knees during squat and golf swing using image-matching techniques. *The Knee*, 23(2) :221–226.
- Nérot, A., Choisne, J., Amabile, C., Travert, C., Pillet, H., Wang, X., and Skalli, W. (2015). A 3D reconstruction method of the body envelope from biplanar X-rays : Evaluation of its accuracy and reliability. *Journal of Biomechanics*, 48(16) :4322–4326.
- Nguyen, S., Sauret, C., Bourgain, M., Le Garrec, S., Jacquet-Yquel, R., Palierne, C., Rouch, P., and Thoreux, P. (2016). Pathologies coxo-fémorales des pongistes de haut niveau. In *SFTS-SFMES*, Pau, France.
- Nichols, J. A., Roach, K. E., Fiorentino, N. M., and Anderson, A. E. (2016). Predicting tibiotalar and subtalar joint angles from skin-marker data with dual-fluoroscopy as a reference standard. *Gait and Posture*, 49 :136–143.
- Nichols, J. K. and O'Reilly, O. M. (2015). Verifying the Equivalence of Representations of Joint Moment Vectors. *Researchgate.Net*.
- Ohnishi, T., Suzuki, M., Nawata, A., Naomoto, S., Iwasaki, T., and Haneishi, H. (2010). Three-dimensional motion study of femur, tibia, and patella at the knee joint from bi-plane fluoroscopy and CT images. *Radiological physics and technology*, 3 :151–158.
- O'Reilly, O. M. (2007). The Dual Euler Basis : Constraints, Potentials, and Lagrange's Equations in Rigid-Body Dynamics. *Journal of Applied Mechanics*, 74(2) :256.

- Otake, Y., Suzuki, N., Hattori, A., Hagio, K., Sugano, N., Yonenobu, K., and Ochi, T. (2005). Four-dimensional model of the lower extremity after total hip arthroplasty. *Journal of biomechanics*, 38(12) :2397–2405.
- Pacheco-Carrillo, A. and Medina-Porqueres, I. (2016). Physical examination tests for the diagnosis of femoroacetabular impingement. A systematic review. *Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*, 21 :87–93.
- Padulo, J., Pizzolato, F., Tosi Rodrigues, S., Migliaccio, G. M., Attene, G., Curcio, R., and Zagatto, A. M. (2016). Task complexity reveals expertise of table tennis players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 56(1-2) :149–156.
- Park, C. and Kim, S. (2014). Haptic perception accuracy depending on self-produced movement. *Journal of Sports Sciences*, 32(10) :974–985.
- Park, J. S., Jang, Y. E., Nahm, F. S., Lee, P. B., and Choi, E. J. (2013). Efficacy of intra-articular steroid injection in patients with femoroacetabular impingement. *Korean Journal of Pain*, 26(2) :154–159.
- Petschnig, R., Wurnig, C., Rosen, A., and Baron, R. (1997). Stress fracture of the ulna in a female table tennis tournament player. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 37(3) :225–227.
- Pillet, H., Bonnet, X., Lavaste, F., and Skalli, W. (2010). Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait & Posture*, 31(2) :147–152.
- Pinault-Bigeard, E. (2010). Théorie de Hertz. *Cours de CPGE PTSI/PT - Sciences Industrielles de l'Ingénieur*, 1(1) :1–10.
- Pintore, E. and Maffulli, N. (1991). Osteochondritis dissecans of the lateral humeral condyle in a table tennis player. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(8) :889–891.
- Piras, A., Lanzoni, I. M., Raffi, M., Persiani, M., and Squatrito, S. (2016). The within-task criterion to determine successful and unsuccessful table tennis players. *International Journal of Sports Science and Coaching*, 11(4) :523–531.

- Piras, A., Raffi, M., Lanzoni, I. M., Persiani, M., and Squatrito, S. (2015). Microsaccades and prediction of a motor act outcome in a dynamic sport situation. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 56(8) :4520–4530.
- Piras, A., Raffi, M., Perazzolo, M., Malagoli Lanzoni, I., and Squatrito, S. (2017). Microsaccades and interest areas during free-viewing sport task. *Journal of Sports Sciences*, 37(9) :1–8.
- Pire, L. (2005). Les Clés du Sport. http://archive.wikiwix.com/cache/?url=http%3A%2F%2Fclesdusport.livrel.eu%2Fbooks%2Ftransfer%2Ftennis_a4%2Ftennis_de_table.pdf.
- Puchaud, P., Sauret, C., Muller, A., Bideau, N., Dumont, G., Pillet, H., and Pontonnier, C. (2020). Accuracy and kinematics consistency of marker-based scaling approaches on a lower limb model : a comparative study with imagery data. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 23(3) :114–125.
- Qian, J., Zhang, Y., Baker, J. S., and Gu, Y. (2016). Effects of performance level on lower limb kinematics during table tennis forehand loop. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 18(3) :149–155.
- Quijano, S., Serrurier, A., Aubert, B., Laporte, S., Thoreux, P., and Skalli, W. (2013). Three-dimensional reconstruction of the lower limb from biplanar calibrated radiographs. *Medical Engineering & Physics*, 35(12) :1703–1712.
- Raabe, M. E. and Chaudhari, A. M. (2016). An investigation of jogging biomechanics using the full-body lumbar spine model : Model development and validation. *Journal of Biomechanics*, 49(7) :1238–1243.
- Rampal, V., Rohan, P. Y., Saksik, R., Wicart, P., and Skalli, W. (2018). Assessing 3D paediatric foot morphology using low-dose biplanar radiography : Parameter reproducibility and preliminary values. *Orthopaedics and Traumatology : Surgery and Research*, 104(7) :1083–1089.
- Raschka, C. and Weber, O. (2004). Orthopedic checklist : Table tennis . *Sport Orthopadie Traumatologie*, 20(4) :265–266.

- Ratzlaff, C., Simatovic, J., Wong, H., Li, L., Ezzat, A., Langford, D., Esdaile, J. M., Kennedy, C., Embley, P., Caves, D., Hopkins, T., and Cibere, J. (2013). Reliability of hip examination tests for femoroacetabular impingement. *Arthritis Care and Research*, 65(10) :1690–1696.
- Riemer, R., Hsiao-Weckslar, E. T., and Zhang, X. (2008). Uncertainties in inverse dynamics solutions : a comprehensive analysis and an application to gait. *Gait & posture*, 27(4) :578–588.
- Ripoll, H. (1989). Uncertainty and visual strategies in table tennis. *Perceptual and Motor Skills*, 68(2) :507–512.
- Ripoll, H. and Fleurance, P. (1988). What does keeping one’s eye on the ball mean? *Ergonomics*, 31(11) :1647–1654.
- Ripoll, H. and Latiri, I. (1997). Effect of expertise on coincident-timing accuracy in a fast ball game. *Journal of sports sciences*, 15(6) :573–580.
- Rodrigues, S. T., Vickers, J. N., and Williams, A. M. (2002). Head, eye and arm coordination in table tennis. *Journal of Sports Sciences*, 20(3) :187–200.
- Ron, D., Alkalay, D., and Torok, G. (1983). Simultaneous closed dislocation of both interphalangeal joints in one finger. *Journal of Trauma - Injury, Infection and Critical Care*, 23(1) :66–67.
- Rouxel, Y. (2015). L’anatomie de la hanche. <http://www.docteurrouxel.com/anatomie-hanche.html>.
- Sagayama, H., Mimura, K., Toguchi, M., Yasukata, J., Tanaka, H., and Higaki, Y. (2019). Total energy expenditure in elite open-water swimmers. *Applied Physiology, Nutrition and Metabolism*, 44(2) :225–227.
- Sartori, M., Rubenson, J., Lloyd, D. G., Farina, D., and Panizzolo, F. A. (2017). *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation II*, volume 15. Springer.
- Sauret, C., Kui, J., Bourgain, M., Jacquet-Yquel, R., Nguyen, S., Le Garrec, S., Lacourpaille, L., Palierne, C., Rouch, P., and Thoreux, P. (2017). Effet du type de surface sur

- la cinématique et la dynamique de la hanche en tennis de table chez des pongistes de haut niveau. In *SFMES-SFTS*.
- Senin, P. (2016). Piecewise Aggregate Approximation of time series. https://jmotif.github.io/sax-vsm_site/morea/algorithm/PAA.html.
- Seth, A., Matias, R., Veloso, A. P., and Delp, S. L. (2016). A biomechanical model of the scapulothoracic joint to accurately capture scapular kinematics during shoulder movements. *PLoS ONE*, 11(1) :1–18.
- Sherman, M. A., Seth, A., and Delp, S. L. (2013). WHAT IS A MOMENT ARM? CALCULATING MUSCLE EFFECTIVENESS IN BIOMECHANICAL MODELS USING GENERALIZED COORDINATES. In *Proc ASME Des Eng Tech Conf. 2013*.
- Siebenrock, K. A., Kaschka, I., Frauchiger, L., Werlen, S., and Schwab, J. M. (2013). Prevalence of Cam-Type Deformity and Hip Pain in Elite Ice Hockey Players Before and After the End of Growth. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(10) :2308–2313.
- Söderkvist, I., Wedin, P. Å. A., Soderkvist, I., and Wedin, P. Å. A. (1993). Determining the movements of the skeleton using well-configured markers. *Journal of Biomechanics*, 26(12) :1473–1477.
- Soligard, T., Steffen, K., Palmer, D., Alonso, J. M., Bahr, R., Lopes, A. D., Dvorak, J., Grant, M.-E., Meeuwisse, W., Mountjoy, M., Pena Costa, L. O., Salmina, N., Budgett, R., and Engebretsen, L. (2017). Sports injury and illness incidence in the Rio de Janeiro 2016 Olympic Summer Games : A prospective study of 11274 athletes from 207 countries. *British Journal of Sports Medicine*, 51(17) :1265–1271.
- Sperlich, B., Koehler, K., Holmberg, H.-C., Zinner, C., and Mester, J. (2011). Table tennis : Cardiorespiratory and metabolic analysis of match and exercise in elite junior national players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6(2) :234–242.
- Stansfield, B. W., Nicol, A. C., Paul, J. P., Kelly, I. G., Graichen, F., and Bergmann, G. (2003). Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured

- using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 36(7) :929–936.
- Streuber, S., Mohler, B. J., Bühlhoff, H. H., and de la Rosa, S. (2012). The influence of visual information on the motor control of table tennis strokes. *Presence : Teleoperators and Virtual Environments*, 21(3) :281–294.
- Toriola, A. L., Toriola, O. M., and Igbokwe, N. U. (2004). Validity of specific motor skills in predicting table-tennis performance in novice players. *Perceptual and Motor Skills*, 98(2) :584–586.
- Tsai, C.-L., Pan, K.-M., Huang, K.-S., Chang, T.-J., Hsueh, Y.-C., Wang, L.-M., and Chang, S.-S. (2010). The surface emg activity of the upper limb muscles in table tennis forehand drives. *Proceedings of XXVIII International Symposium on Biomechanics in Sports 2010*, 1 :305–308.
- Tsuda, E., Ishibashi, Y., Sato, H., Yamamoto, Y., and Toh, S. (2005). Osteochondral autograft transplantation for osteochondritis dissecans of the capitellum in nonthrowing athletes. *Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 21(10) :1270.e1–1270.e4.
- Valente, G., Pitto, L., Stagni, R., and Taddei, F. (2015). Effect of lower-limb joint models on subject-specific musculoskeletal models and simulations of daily motor activities. *Journal of Biomechanics*, 48(16) :4198–4205.
- Wang, M., Fu, L., Gu, Y., Mei, Q., Fu, F., and Fernandez, J. (2018). Comparative Study of Kinematics and Muscle Activity between Elite and Amateur Table Tennis Players during Topspin Loop Against Backspin Movements. *Journal of Human Kinetics*, 64(1) :25–33.
- Wesseling, M., Van Rossom, S., Jonkers, I., and Henak, C. (2019). Subject-specific geometry affects acetabular contact pressure during gait more than subject-specific loading patterns. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 22 :1–11.
- Whiting, H. T. A. and Hutt, J. W. R. (1972). The effects of personality and ability on speed of decisions regarding the directional aspects of ball flight. *Journal of Motor Behavior*, 4(2) :89–97.

- Williams, A. M., Vickers, J., and Rodrigues, S. (2002). The effects of anxiety on visual search, movement kinematics, and performance in table tennis : A test of Eysenck and Calvo's processing efficiency theory. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 24(4) :438–455.
- Wolf, S., Brodz, E., Keune, P. M., Wesa, B., Hautzinger, M., Birbaumer, N., and Strehl, U. (2015). Motor skill failure or flow-experience? Functional brain asymmetry and brain connectivity in elite and amateur table tennis players. *Biological Psychology*, 105 :95–105.
- Wolf, S., Brodz, E., Scholz, D., Ramos-Murguialday, A., Keune, P. M., Hautzinger, M., Birbaumer, N., and Strehl, U. (2014). Winning the game : brain processes in expert, young elite and amateur table tennis players. *Frontiers in behavioral neuroscience*, 8(October) :1–12.
- Wu, G. and Cavanagh, P. R. (1995). ISB Recommendations in the Reporting for Standardization of Kinematic Data. *Journal of Biomechanics*, 28(10) :1257–1261.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., Whittle, M., D'Lima, D. D., Cristofolini, L., Witte, H., Schmid, O., and Stokes, I. (2002). ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I : ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4) :543–548.
- Wu, G., Van Der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A. R., McQuade, K., Wang, X., Werner, F. W., and Buchholz, B. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II : Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5) :981–992.
- Yan, X. (2017). Effects of friction property on biomechanics of lower limbs of table tennis players. *Acta Technica CSAV (Ceskoslovensk Akademie Ved)*, 62(3) :29–36.
- Yeadon, M. R. (1990). The simulation of aerial movement—II. A mathematical inertia model of the human body. *Journal of biomechanics*, 23(1) :67–74.

-
- Yoshida, H., Kitagawa, M., Faust, A., Wilckens, J., Fetto, J., and Chao, E. (2005). HIP CONTACT AREA & PRESSURE DISTRIBUTION IN ACTIVITIES OF DAILY LIVING. In *51st Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*.
- Zagatto, A. M., Kondric, M., Knechtle, B., Nikolaidis, P. T., and Sperlich, B. (2018). Energetic demand and physical conditioning of table tennis players. A study review. *Journal of Sports Sciences*, 36(7) :724–731.
- Zagatto, A. M., Papoti, M., and Gobatto, C. A. (2008). Validity of critical frequency test for measuring table tennis aerobic endurance through specific protocol. *Journal of Sports Science and Medicine*, 7(4) :461–466.
- Zajac, F. and Gordon, M. (1989). Determining Muscle's Force and Action in Multi-Articular Movement. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 17(1).
- Zajac, F. E. (1993). Muscle coordination of movement : a perspective. *Journal of biomechanics*, 26 Suppl 1 :109–124.
- Zhang, Z., Halkon, B., Chou, S. M., and Qu, X. (2017). A novel phase-aligned analysis on motion patterns of table tennis strokes. *International Journal of Performance Analysis in Sport*, 16(1) :305–316.
- Zhao, Q., Lu, Y., Jaquess, K. J., and Zhou, C. (2018). Utilization of cues in action anticipation in table tennis players. *Journal of Sports Sciences*, 36(23) :2699–2705.
- Zhiging, Z. (2017). *Biomechanical analysis and model development applied to table tennis forehand strokes*. PhD thesis, School of mechanical and aerospace engineering (NTU) & Wolfson school of mechanical electrical and manufacturing engineering (LU).

Modélisation biomécanique personnalisée des mécanismes lésionnels de la hanche sur les sports de pivot : application au tennis de table

RESUME : La pratique du tennis de table à haut niveau nécessite des charges et volumes d'entraînement importantes. Dans cette optique, la Fédération française de tennis de table a instauré des programmes d'entraînement intensifs dès le plus jeune âge. Il s'en est suivi une amélioration des résultats au niveau international mais une augmentation du nombre de joueurs avec des pathologies de hanche. Dans ce contexte encore très mal documenté dans la littérature, la possibilité de pouvoir modéliser de façon personnalisée le geste sportif est une piste essentielle qui permettrait de comprendre si les évolutions néfastes observées sont génétiques ou liées à un geste traumatogène. L'objectif de la thèse était alors de réaliser une analyse biomécanique personnalisée des mécanismes lésionnels de la hanche pour les joueurs de tennis de table. La capture du mouvement couplée à l'analyse stéréo-radiographique et un examen clinique de la hanche ont permis d'évaluer de nombreux paramètres biomécaniques et morphologiques qui ont permis de dégager des différences entre les joueurs qui présentaient des douleurs au niveau des hanches et ceux qui n'en présentaient pas. Certains paramètres étaient différents entre les cohortes mais ils ne permettaient pas de savoir s'ils étaient la cause de ces douleurs, ou une adaptation induite de celle-ci. Néanmoins, il sera intéressant de suivre ces paramètres dans le temps et chez les nouveaux joueurs, pour prévenir l'apparition de pathologies.

Mots clés : Tennis de table, Coxopathie, Analyse du mouvement

Personalized biomechanical modeling of hip injuries on pivot sports: application to table tennis.

ABSTRACT : High-level table tennis requires high workloads and training volumes. With this in mind, the French Table Tennis Federation has introduced intensive training programs from an early age. This has led to an improvement in international results for elite French players but an increase in the number of players with hip pathologies. In this context, which is still poorly documented in the literature, the possibility of being able to model the sporting gesture in a personalized way is an essential way to understand whether the harmful developments observed are genetic or related to a traumatic gesture. The objective of the thesis was then to carry out a personalized biomechanical analysis of the lesion mechanisms of the hip for table tennis players. The motion capture coupled with stereo-radiographic analysis and a clinical examination of the hip resulted in the evaluation of numerous biomechanical and morphological parameters that revealed differences between players with hip pain and those without hip pain. Some parameters were different between cohorts, but they did not indicate whether they were the cause of these pains, or an induced adaptation of it. Nevertheless, it will be interesting to follow these parameters over time and in new players, to prevent the appearance of pathologies.

Keywords: Table tennis, Coxopathy, Motion analysis
