

# UFR Staps

Sciences & techniques  
des activités physiques  
et sportives

Année universitaire 2021-2022

MASTER 2 EOPS

Entraînement et Optimisation de la  
Performance Sportive

## Validité du test du Kick-back pour l'évaluation de la cinématique lombo- pelvienne lors du sprint

Présenté par : Alexis MORNET

Référent universitaire : Lilian LACOURPAILLE

[www.univ-nantes.fr/staps](http://www.univ-nantes.fr/staps)



UNIVERSITÉ DE NANTES



## Charte anti-plagiat de Nantes Université

La présente Charte a pour objectif de définir les règles à respecter dans la lutte contre le plagiat, qui s'imposent à l'ensemble des membres du corps universitaire (étudiants, enseignants-chercheurs, personnels). Nantes Université s'engage à protéger le droit d'auteur afin d'assurer une qualité et une valeur certaine aux diplômes délivrés par l'établissement, tout en garantissant l'originalité des publications pédagogiques et scientifiques de ses personnels enseignants et/ou chercheurs. L'objectif des travaux effectués par les étudiants, chercheurs ou personnel universitaires est d'offrir une vision nouvelle et unique sur une thématique ou un sujet.

Le plagiat étant interdit, les étudiants et personnels s'engagent donc, par la présente Charte, à ne pas en faire.

- **Qu'est-ce que le plagiat ?**

Le plagiat consiste à emprunter l'œuvre originale d'un autre en laissant croire qu'on est l'auteur. Il constitue une reproduction d'une partie ou de la totalité d'une œuvre, d'un article, d'un texte, de toute production littéraire ou graphique même d'une idée sans en mentionner l'auteur ou la source dans les formes appropriées, c'est-à-dire en note de bas de page ou en bibliographie correcte.

- **Quelle forme peut-il prendre ?**

Il existe différentes formes de plagiat : recopier mot pour mot ou effectuer un copier-coller d'un extrait de texte ou d'une œuvre sans mentionner l'auteur, ne pas mettre de guillemets voire une police en italique pour marquer la différence, insérer une image sans en mentionner la source, reprendre le travail effectué par un étudiant (même avec le consentement de ce dernier). Certaines formes peuvent être aggravantes notamment en raison de la finalité du plagiat, comme l'obtention d'une note, d'un diplôme ou grade, ou alors lorsque le texte plagié est destiné à être publié (cas du mémoire ou de la thèse).

- **Comment utiliser un extrait de texte, un article, une source (etc.) correctement ?**

Les reproductions de cours extraits en vue d'illustration, ou à des fins pédagogiques sont en effet autorisées sans nécessité de demander le consentement de l'auteur. Néanmoins, la méthodologie d'un travail universitaire impose un certain formalisme concernant la citation.

Afin d'illustrer un devoir, une copie d'examen, un mémoire ou une thèse, il est nécessaire de faire ressortir la citation dans les formes appropriées. Ainsi, pour citer un auteur, il est nécessaire de mettre des guillemets, voire écrire en italique afin de montrer que l'idée n'est pas personnelle mais provient d'une composition extérieure. Il est ensuite indispensable de rappeler la source de cette citation dans une bibliographie correctement rédigée, mentionnant l'auteur, la date, l'ouvrage ou le lien du site internet, éventuellement le numéro de page si la citation provient d'un ouvrage.

- **Quelles sanctions en cas de plagiat ?**

La loi définit le plagiat comme une contrefaçon, qui est la reproduction d'une œuvre originale sans le consentement de l'auteur. La contrefaçon est considérée comme un délit en vertu de l'article L. 335-2 du Code de la Propriété Intellectuelle. Les auteurs de plagiat peuvent ainsi être l'objet de poursuites judiciaires.

Le manquement à ces principes est passible, pour les étudiants comme pour les personnels, de sanctions disciplinaires, allant par exemple pour les usagers de l'avertissement à l'exclusion définitive de tout établissement public d'enseignement supérieur.

**Article 1**

Les étudiants et personnels sont informés que le plagiat constitue la violation la plus grave de l'éthique universitaire.

**Article 2**

Les étudiants et personnels s'engagent à ne pas commettre de plagiat dans leurs travaux quels qu'ils soient : devoirs, comptes-rendus, mémoires, cours, articles de recherche, thèse. Le fait de commettre un plagiat en vue d'obtenir indûment une note, un diplôme ou un grade universitaire est constitutif d'une fraude à l'examen.

**Article 3**

Les étudiants et personnels s'engagent à citer, en respectant les règles de l'art telles que précédemment énoncées, les travaux qu'ils utilisent ou reproduisent partiellement.

**Article 4**

Nantes Université se réserve le droit de rechercher systématiquement les tentatives de plagiat. Elle peut le faire à l'aide d'un logiciel de détection de plagiat. A cette fin, les étudiants et personnels s'engagent, sur demande de l'université, à produire et communiquer une version numérique de leurs travaux.

**Article 5**

Les étudiants et personnels sont dûment informés que les manquements à la présente Charte sont passibles d'une part des sanctions disciplinaires, et d'autre part à d'éventuelles poursuites judiciaires.

Pour toute information complémentaire, vous pouvez contacter la Direction des Affaires Juridiques de Nantes Université à l'adresse suivante : [daj@univ-nantes.fr](mailto:daj@univ-nantes.fr)

Lu et approuvé  
A Nantes, le 27/05/2022

Alexis MORNET



## Attestation

---

Je soussigné Alexis Mornet, étudiant en Master 2 à l'Université de Nantes, certifie que ce mémoire est strictement le résultat de mon travail personnel.

Il respecte en tous points la charte anti-plagiat de l'Université de Nantes que j'ai rendue signée au moment du dépôt de ma convention de stage. Tout manquement à cette charte entraînerait immédiatement la note de 0.

De plus, je certifie que les résultats présentés sont issues d'expérimentations que j'ai personnellement réalisées. Je tiens à la disposition du jury l'ensemble des résultats bruts et traités pour vérification. En cas de demande de la part du jury, la non-présentation de ces données entraînerait immédiatement la note de 0.

Fait à Nantes, le 27/05/2022

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Alexis Mornet', is written over a light blue horizontal line. The signature is stylized and cursive.

## Remerciements

---

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de mémoire, Lilian Lacourpaille, pour sa disponibilité, son aide et ses précieux conseils. Merci également de m'avoir permis de découvrir le monde de la recherche scientifique et d'avoir pu mener à bien cette étude.

Merci à Aurélie pour son aide précieuse et pour le temps consacré à la mise en place de cette étude. Merci à Fabien pour sa coopération tout au long de l'année. Je tiens à te souhaiter bon courage pour tes projets futurs !

Merci à mes parents pour leur soutien permanent durant ces 5 années d'étude. Merci de m'avoir permis d'accomplir ce projet, si j'en suis là c'est en grande partie grâce à vous.

Merci à mes amis de promo d'avoir rendu ces 4 dernières années joyeuses et festives.

Je tiens enfin à remercier Enora pour sa bienveillance, sa bonne humeur et son soutien au quotidien.

## Sommaire

---

1. Introduction .....	1
2. Revue de la littérature .....	2
2.1. Les ischio-jambiers dans le sprint : entre performance et blessure .....	2
2.1.1. Comportement des ischio-jambiers lors du sprint .....	2
2.1.2. Impact de la cinématique de course .....	4
2.1.3. La stabilité lombo-pelvienne .....	6
2.2. Méthodes d'évaluation de la cinématique de course .....	8
2.2.1. L'analyse 3D, le <i>gold standard</i> .....	8
2.2.2. L'analyse 2D .....	10
2.2.3. Le test du Kick-back .....	11
3. Objectifs et hypothèses .....	12
4. Méthode.....	13
4.1. Choix des sujets .....	13
4.2. Dispositifs de mesures .....	13
4.3. Protocole.....	14
4.4. Traitement des données.....	16
4.5. Analyse statistique .....	17
5. Résultats .....	20
5.1. Présentation des résultats .....	20
5.2. Analyse cinématique 3D <i>versus</i> Kick-back.....	22
5.3. Résultats en fin de phase d'envol .....	23
6. Discussion .....	23
6.1. Interprétation des résultats et comparaison aux données de la littérature.....	24
6.2. Limites.....	27
6.3. Intérêts et applications .....	28
7. Conclusion.....	30

## 1. Introduction

Les ischio-jambiers sont les muscles de la loge postérieure de cuisse. Ils sont au nombre de trois : le semi-tendineux, le semi-membraneux et le biceps fémoral, comportant lui-même une portion longue et une portion courte. Ce sont les principaux fléchisseurs de genou, mais ils sont aussi extenseurs de hanche. Ils ont un rôle fonctionnel très important dans la performance sportive et notamment lors du sprint (Pandy et al., 2021). Cependant, ce groupe musculaire pose problème, puisque leurs lésions font partie des plus forts taux de blessure dans le sport. Dans le football par exemple, les lésions musculaires aux ischio-jambiers représentent 13% de toutes les blessures, entraînant en moyenne un arrêt de 14 jours et jusqu'à plus de 28 jours dans 11% des cas (Ekstrand et al., 2011b). La longue portion du biceps fémoral est la plus touchée, puisqu'en effet sa lésion représente plus de 55% des cas de lésions aux ischio-jambiers (Crema et al., 2016). Ces blessures sont donc un problème majeur dans les sports impliquant des sprints, des frappes ou des mouvements à grande vitesse (Erickson & Sherry, 2017).

La lésion musculaire aux ischio-jambiers est une blessure multifactorielle, qui peut donc être liée à des facteurs de risque non-modifiables, comme l'âge ou les antécédents de blessure aux membres inférieurs, et modifiables, comme un déficit de force ou une fatigue des ischio-jambiers (Green et al., 2020). Parmi tous ces facteurs, l'instabilité lombo-pelvienne est aussi évoquée (Erickson & Sherry, 2017; Green et al., 2020; Ribeiro-Alvares et al., 2020). Elle correspond à « un mouvement excessif et le non maintien d'un alignement optimal dans la région lombo-pelvienne lors du mouvement des membres inférieurs » (Tateuchi et al., 2013). Cependant, il existe aujourd'hui un manque d'évidence scientifique concernant ce facteur de risque. Ce manque de preuve pourrait s'expliquer par la difficulté d'évaluer la stabilité lombo-pelvienne et donc le manque de test valide et reproductible permettant son évaluation (Shield & Bourne, 2018). Le test du Kick-back a récemment été proposé par Lahti et al. (2020), pour évaluer la stabilité lombo-pelvienne lors du sprint. Toutefois, ce test ne nécessite de mesurer aucune variable au niveau du pelvis, ce qui questionne sa validité pour estimer la cinématique lombo-pelvienne. L'analyse des données de la littérature, ainsi qu'une étude de la validité du test du Kick-back en laboratoire, seront étudiées l'une après l'autre dans ce mémoire afin de répondre à ce questionnement.

## **2. Revue de la littérature**

### **2.1. Les ischio-jambiers dans le sprint : entre performance et blessure**

Les lésions des ischio-jambiers peuvent survenir par différents mécanismes lésionnels. Dans 96% des cas, ces lésions surviennent dans des situations sans mécanisme extrinsèque, c'est à dire sans contact externe avec le muscle (Ekstrand et al., 2011a), qui sont donc des lésions d'origine intrinsèques. Il existe deux principaux types de lésions aux ischio-jambiers d'origine intrinsèques : la course à très haute vitesse (sprint) et l'étirement (Danielsson et al., 2020). Le mécanisme le plus fréquent est le sprint (Danielsson et al., 2020; Kenneally-Dabrowski, Brown, Lai, et al., 2019). Par exemple dans le football, 57 à 72% des lésions musculaires des ischio-jambiers surviennent durant un sprint. Cependant, il y a aujourd'hui un manque d'étude faisant un lien entre la mécanique du sprint ou la fonction des ischio-jambiers et la survenue de blessure (Kenneally-Dabrowski, Brown, Warmenhoven, et al., 2019). Il est donc intéressant d'observer le rôle de ce groupe musculaire lors du sprint, ainsi que ce qui peut modifier son activité.

#### **2.1.1. Comportement des ischio-jambiers lors du sprint**

Durant le sprint, les ischio-jambiers ont deux phases d'activation (Howard et al., 2018). Ils s'activent en phase d'appui (*Stance phase*) et en fin de phase d'envol (*Swing phase*). La phase d'appui correspond au moment où le pied est en contact avec le sol. Lors de cette phase, la contraction des ischio-jambiers permet d'accélérer le corps vers l'avant. Ils ont donc un rôle important puisqu'ils participent à 15% de la propulsion du corps vers l'avant en phase d'accélération du sprint ce qui en font des muscles essentiels à la performance (Pandy et al., 2021). Ensuite, lors de la fin de phase d'envol, la hanche est à son angle de flexion maximal puis s'étend pour l'attaque du pas, tandis que le genou s'étend à grande vitesse (jusqu'à plus de 1200 degrés par seconde à vitesse maximale (Higashihara et al., 2010)), puis fléchi légèrement une fois que le segment jambier a fini de décélérer (Kenneally-Dabrowski, Brown, Lai, et al., 2019). Lors de cette phase, les ischio-jambiers travaillent en synergie avec les grands fessiers afin d'étendre la hanche. Ils freinent également l'avancée du segment jambier, en synergie avec les gastrocnémiens, par une contraction excentrique importante (Guex & Millet, 2013; Pandy et al., 2021). Bien que l'activation des ischio-jambiers lors du sprint soit différente en fonction des individus, celle-ci est la plus importante en fin de phase d'envol avec des valeurs atteignant 106 à 124% d'activation relative à une contraction maximale volontaire isométrique (CMVI) (Hegyi et al., 2019). C'est également durant cette phase que sa longueur musculo-tendineuse est la plus importante, avec une déformation de 8,7 à 12%, c'est à dire des valeurs d'étirement supérieures à sa longueur musculo-tendineuse en position debout (*Figure 1*) (Guex & Millet, 2013; Hegyi et al., 2019).

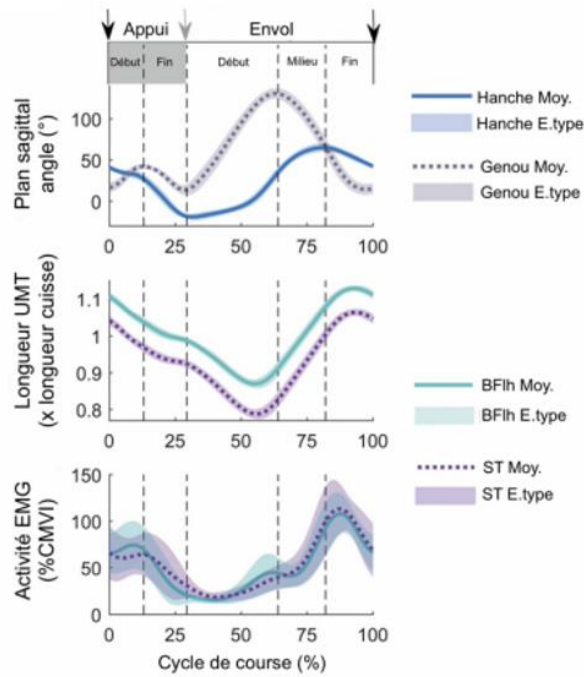


Figure 1 : Angles articulaires de la hanche et du genou, longueurs de l'unité muscle-tendon (MTU) et activation électromyographique (EMG) de la longue portion du biceps fémoral (BFIh) et du semi-tendineux (ST), au cours d'un cycle de course à haute intensité ( $6,8 \pm 0,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). (Traduit de Hegyi et al., 2019)

La majorité des études s'accordent pour dire que les lésions des ischio-jambiers surviennent lors de cette fin de phase d'envol (Danielsson et al., 2020; Kenneally-Dabrowski, Brown, Lai, et al., 2019). L'association de contraction excentrique répétée et de déformation excessive seraient à l'origine des dommages musculaires, selon des études animales réalisées in-vivo sur des muscles de lapin et de souris (Lieber et al., 1991; Lieber & Fridén, 1993; Wood et al., 1993). Yu et al. (2008) ont alors suggéré que le niveau d'activation élevé, associé à la déformation des ischio-jambiers en fin de phase d'envol était associé à un plus grand risque de se blesser (Kenneally-Dabrowski, Brown, Lai, et al., 2019). Certaines études ne sont pas d'accord avec ces faits et estiment que les blessures aux ischio-jambiers lors du sprint surviennent lors de la phase portante (Danielsson et al., 2020; Kenneally-Dabrowski, Brown, Lai, et al., 2019). L'argument principal est le fait que les moments de flexion du genou et d'extension de hanche seraient les plus importants lors de cette phase, entraînant une charge importante sur les ischio-jambiers et donc un risque de lésion plus élevé (Orchard, 2012). Cependant, cet argument ne s'appuie sur aucune preuve expérimentale (Kenneally-Dabrowski, Brown, Lai, et al., 2019). Il existe de nombreux biais à ces études, ce qui nous empêche de conclure précisément sur le moment de survenue de ces lésions (Danielsson et al., 2020). L'observation de la cinématique de course peut aider à comprendre le mécanisme lésionnel des ischio-jambiers.

### 2.1.2. Impact de la cinématique de course

La cinématique de course est un facteur important pour la performance en sprint. En effet, les mouvements segmentaires et articulaires ont un impact sur la performance que ce soit dans les phases d'accélération (Kugler & Janshen, 2010), ou à vitesse maximale (Kunz & Kaufmann, 1981) et ce principalement lors de l'attaque du pied au sol, ou "*touchdown*" (Bezodis et al., 2015; Bushnell & Hunter, 2007; Mann & Herman, 1985). La position du corps et la vitesse des segments à cet instant de la course permettraient de développer une force de réaction au sol optimale afin d'améliorer la performance (Haugen et al., 2017). Le courant préférentiel dans la littérature actuelle est en faveur du concept théorique développé par Mann et Murphy, la "mécanique frontale". En effet, la "mécanique frontale" a été décrite comme étant une cinématique associée à une meilleure performance en sprint (Mendiguchia et al., 2021). Cette mécanique se caractérise par un maintien du tronc droit et une inclinaison pelvienne dans le plan sagittal (ou anté-rétroversion du bassin) neutre, permettant une élévation du genou plus importante en phase d'envol, des composantes de freinage plus faible et des composantes verticales de force de réaction du sol plus élevées (Mendiguchia et al., 2021). La notion précédente évoquant l'intérêt de l'augmentation des composantes verticales de force de réaction du sol peut poser question. Certaines études affirment l'importance de cette composante pour maintenir des vitesses élevées en sprint (Clark et al., 2020). D'autres études ne montrent pas d'influence de cette composante dans la performance d'accélération, mais montrent que cette performance serait liée à la capacité des athlètes de générer des composantes horizontales de force de réaction du sol (Rabita et al., 2015). Ces études ne sont pas forcément contradictoires, puisque nous parlons de deux phases du sprint différentes. Dans le concept de la "mécanique frontale", la position du bassin dans le plan sagittal est un élément important. Dans leur étude contrôlée randomisée, Mendiguchia et al. (2021) regardent les effets d'un entraînement combinant exercices de contrôle lombo-pelvien et exercices de technique de course. Ils ont trouvé une amélioration de la performance, associée à une diminution de l'angle d'antéversion du bassin (inclinaison du bassin vers l'avant dans le plan sagittal) lors de la fin de phase d'envol du sprint (Mendiguchia et al., 2021). Cependant, il faut tout de même noter qu'il est impossible dans cette étude de dire si le lien de cause à effet est réel entre ces deux données, ou si elles sont liées par d'autres mécanismes, comme la modification plus globale de la cinématique de course. La "mécanique frontale" a été remise en question lors d'une étude cherchant à définir l'impact de la cinématique de course sur la performance. Dans cette étude, ils ont remarqué que l'extension de la cuisse et du genou au moment du décollage (moment où le pied quitte le sol) ou encore l'extension maximale de la hanche et la flexion du genou au moment de l'extension maximale de la hanche étaient significativement corrélés avec la performance, avec des directions de relation opposées à la

“mécanique frontale”, c’est-à-dire une tendance vers plus de mouvements arrière des membres inférieurs avec un niveau de performance croissant (Haugen et al., 2017).

La cinématique de course peut également avoir un rôle sur le risque de lésions aux ischio-jambiers. Tout d’abord, elle peut impacter la longueur musculo-tendineuse des ischio-jambiers. Thelen et al. (2006) ont utilisé un modèle neuro-musculo-squelettique du sprint pour montrer qu’à vitesse maximale, la flexion de hanche et l’extension de genou plus importante augmentent l’étirement des ischio-jambiers lors de la phase d’envol du sprint. De plus, étant donné que les ischio-jambiers s’insèrent en proximal sur la tubérosité ischiatique du bassin, il a été proposé qu’une antéversion du bassin plus importante entraînerait un étirement plus élevé dans les ischio-jambiers et donc un risque de blessure plus important (Opar et al., 2012). L’antéversion du bassin est également associée à l’angle de flexion de hanche et d’extension du genou en fin de phase d’envol du sprint (Alizadeh & Mattes, 2019). Plus l’angle d’antéversion de bassin est élevé, plus l’angle de flexion de hanche est faible et, en compensation, une extension de genou plus importante se produit, ce qui augmente l’étirement des ischio-jambiers (Alizadeh & Mattes, 2019). Une première étude a alors montré que les sujets ayant un antécédant de lésion aux ischio-jambiers avait significativement un angle d’antéversion du bassin plus important en fin de phase d’envol du sprint (Daly et al., 2016). Une étude de cohorte chez des footballeurs a ensuite voulu savoir si cette antéversion plus importante était une cause de la blessure ou une simple conséquence. Dans cette étude, 4 des 29 sujets ont subi une blessure aux ischio-jambiers durant les douze mois de suivi. Les auteurs ont alors montré que les joueurs s’étant blessés présentaient un angle d’antéversion du bassin plus élevé durant la phase d’envol du sprint avant leur blessure (Schuermans, Tiggelen, et al., 2017). Cependant, il faut noter que cette différence était significative uniquement en début de phase d’envol. Ils ont également retrouvé une inclinaison homolatérale du thorax plus importante en fin de phase d’envol chez les sujets blessés que chez les sujets non-blessés (Schuermans, Tiggelen, et al., 2017). Ceci a été confirmé par Kenneally-Dabrowski et al. (2019), qui ont prouvé qu’une inclinaison thoracique homolatérale plus importante, une plus grande puissance absorbée au niveau du genou et un moment d’extension de hanche plus élevé lors de la fin de la phase d’envol augmentaient les risques de lésions aux ischio-jambiers. Aucune différence d’antéversion du bassin n’a été retrouvée entre les joueurs blessés et non-blessés durant cette phase dans cette étude (Kenneally-Dabrowski, Brown, Warmenhoven, et al., 2019).

L’antéversion du bassin pourrait tout de même être un élément intéressant à évaluer dans la recherche de facteur de risque de blessure aux ischio-jambiers, ou dans un but d’améliorer les performances en sprint. Un manque de stabilité du complexe lombo-pelvien pourrait être la cause de ces mouvements excessifs en antéversion du bassin lors du sprint, augmentant de ce fait le risque de lésion aux ischio-jambiers (Schuermans, Tiggelen, et al., 2017).

### 2.1.3. La stabilité lombo-pelvienne

La stabilité lombo-pelvienne a été définie comme étant : “La capacité des stabilisateurs passifs et actifs de la région lombo-pelvienne à maintenir une posture, un équilibre et un contrôle appropriés du tronc et des hanches au cours d'un mouvement statique et dynamique" (Reed et al., 2012). Les principaux muscles stabilisateurs actifs du complexe lombo-pelvien sont les abdominaux (grand droit, transverse, oblique interne et externe), les fessiers (grand, moyen et petit) et les érecteurs du rachis (Bliss & Teeple, 2005). Tous ces muscles vont servir à stabiliser les os du bassin et du rachis lombaire par leur cocontraction entre agoniste et antagoniste (Willson et al., 2005). Cette stabilité est nécessaire afin de maintenir la colonne vertébrale et le bassin, résister aux perturbations et offrir un point d'appui pour les mouvements des membres inférieurs (Willson et al., 2005). Les muscles agissant principalement dans le plan sagittal sont le grand droit de l'abdomen, le transverse de l'abdomen, les érecteurs du rachis, les multifides et le grand fessier (Willson et al., 2005). Un de leur rôle principal est de limiter le débattement trop important en antéversion ou en rétroversion du bassin. Principalement, le grand fessier permet de limiter l'antéversion du bassin (Alvim et al., 2010), tandis que les érecteurs du rachis, le droit fémoral et l'ilio-pectiné augmentent cette antéversion (Yoo, 2013). De plus, la coordination entre ces différents muscles modifie l'angle d'antéversion. De nombreuses études ont utilisé l'extension de hanche en décubitus ventral pour évaluer le lien entre activation musculaire et mobilité lombo-pelvienne (Oh et al., 2007; Tateuchi et al., 2012, 2013). Elles ont montré qu'une activation plus importante des fléchisseurs de hanche par rapport aux extenseurs de hanche augmente l'angle d'antéversion (Tateuchi et al., 2012). Une activation des abdominaux lors de l'extension de hanche entraîne une augmentation de l'activation des fessiers, une diminution de l'activation des érecteurs du rachis et une diminution de l'angle d'antéversion (Oh et al., 2007). Enfin, l'activation retardée des multifides par rapport aux érecteurs du rachis entraîne une augmentation de l'angle d'antéversion (Tateuchi et al., 2013).

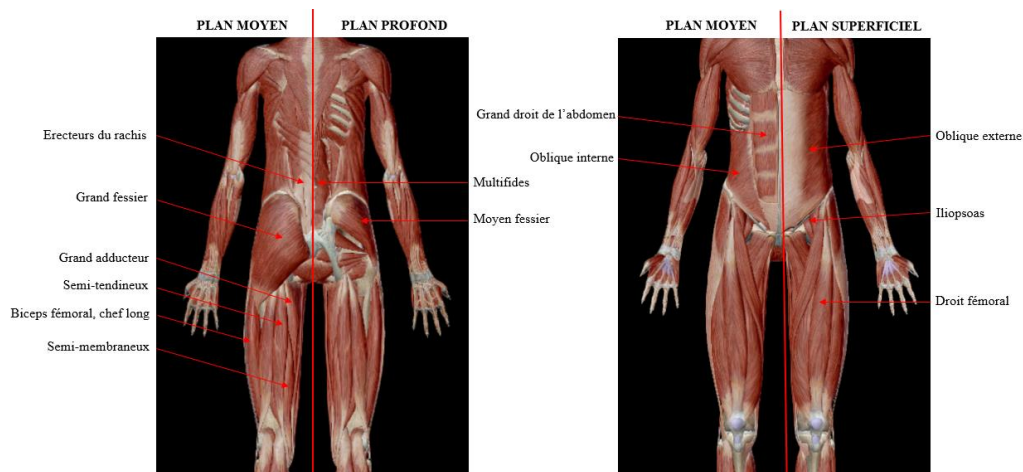
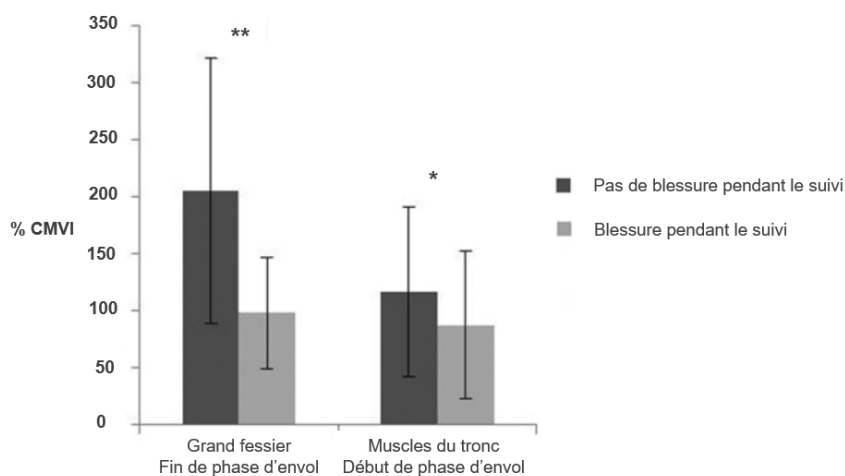


Figure 2 : Situation des muscles de la région lombo-pelvienne et des ischio-jambiers

L'activation de ces différents muscles a un impact sur l'étirement des ischio-jambiers lors du sprint (Chumanov et al., 2007; Thelen et al., 2006). En effet, des modélisations ont permis d'identifier que les muscles de la région lombo-pelvienne ont une grande influence sur l'étirement des ischio-jambiers lors de la fin de phase d'envol du sprint : l'ilio-psoas, le droit fémoral et les érecteurs du rachis augmentent cet étirement, tandis que le grand fessier, les obliques internes et externes et le grand adducteur le diminue (Chumanov et al., 2007). De plus, l'activation de certains de ces muscles lors du sprint seraient protectrice des lésions aux ischio-jambiers. Dans une étude de cohorte, Schuermans et al. (2017) ont montré que chez 51 joueurs de football observés, les 15 qui se sont blessés avaient une activation du grand fessier moins importante en fin de phase d'envol du sprint et une activation des muscles du tronc (ici érecteurs du rachis et obliques externe) moins importante en milieu de phase d'envol du sprint (Figure 3). Une augmentation de 10% de l'activation des grands fessiers diminuerait de 20% le risque de blessure, tandis que pour la même augmentation d'activation des muscles du tronc, le risque de blessure serait diminué de 6% (Schuermans, Danneels, et al., 2017). Au contraire une activation plus importante du moyen fessier pendant le sprint entraînerait plus de risque de se blesser aux ischio-jambiers (Franettovich Smith et al., 2017). Ainsi, une activation plus importante du grand fessier, des érecteurs du rachis et des obliques externes et une activation moins importante du moyen fessier lors du sprint seraient protecteur des lésions aux ischio-jambiers (Franettovich Smith et al., 2017; Schuermans, Danneels, et al., 2017). La coordination entre les muscles de la chaîne postérieure serait également importante. En effet, l'ordre d'activation des muscles ischio-jambiers, des érecteurs du rachis et du grand fessier lors de l'extension de hanche pourrait être associé aux lésions aux ischio-jambiers et l'activation retardée du grand fessier dans cette chaîne d'extension de hanche augmenterait les risques de se blesser aux ischio-jambiers (Schuermans, Van Tiggelen, et al., 2017).



**Figure 3 :** Activité EMG du grand fessier et des muscles du tronc durant la phase d'envol en fonction de la survenue de blessures aux ischio-jambiers lors du suivi. CMVI : contraction maximale volontaire isométrique. (Traduit de Schuermans, Danneels, et al., 2017)

Ces données laissent penser que l'instabilité lombo-pelvienne est un facteur de risque de lésion aux ischio-jambiers. Il serait donc intéressant d'évaluer la stabilité lombo-pelvienne de sportifs effectuant des sprints, mais il n'existe à notre connaissance aucun test de référence pour cela (Shield & Bourne, 2018). Cependant, les muscles cités précédemment ayant un rôle de stabilisation lombo-pelvienne, cela semble logique qu'une altération de leur coordination soit liée à des cinématiques de sprint à risque. Malgré tout, ces liens restent sans fondement scientifique et il n'existe à notre connaissance aucune étude mettant cela en avant. L'évaluation de la cinématique de course semble tout de même être un outil intéressant pour dépister une potentiel instabilité lombo-pelvienne.

## **2.2.Méthodes d'évaluation de la cinématique de course**

L'analyse cinématique s'inscrit dans le registre plus large qu'est la biomécanique du mouvement humain, qui peut être défini comme « l'inter discipline qui décrit, analyse et évalue le mouvement humain. » (Winter, 2009). Dans cette biomécanique, la cinématique correspond au mouvement, comprenant les déplacements linéaires et angulaires, les vitesses et les accélérations, indépendamment des forces qui exercent ce mouvement. Ces données peuvent être récoltées grâce à certains repères anatomiques précis, comme le centre de gravité des segments, leurs extrémités ou encore les centres de rotations des articulations. Toutes ces données sont rapportées à un système, qui peut être bidimensionnel ou tridimensionnel, dans lequel les mesures sont effectuées grâce à respectivement deux ou trois axes perpendiculaires entre eux (Winter, 2009). Ce terme de cinématique de course est donc très vaste, mais nous nous intéresserons principalement à l'analyse des angles articulaires dans cette partie.

### **2.2.1. L'analyse 3D, le *gold standard***

Le *gold standard* pour l'analyse cinématique est le laboratoire d'analyse de mouvement tridimensionnel (3D) (Puig-Diví et al., 2019). Cette méthode utilise des marqueurs actifs (diodes électroluminescentes) ou passifs (rétro réfléchissants), capturés dans le temps par au moins deux caméras. La trajectoire des marqueurs est donc simultanément visualisée et enregistrée, puis les images 2D sont converties en coordonnées 3D de chaque marqueur par rapport à un système de coordonnées fixe du laboratoire grâce à une analyse image par image et des techniques stéréométriques (Ugbolue et al., 2013). Elle peut être utilisée en laboratoire pour la réalisation d'expérience scientifique, mais aussi en clinique pour évaluer la marche chez des sujets pathologiques (Cimolin & Galli, 2014). Nous retrouvons par exemple le système d'analyse du mouvement 3D Vicon, qui est reconnu comme le *gold standard* en matière d'analyse du mouvement 3D (Ugbolue et al., 2013).

C'est également la méthode de référence pour l'analyse cinématique du sprint et de nombreuses études l'ont utilisée dans cet objectif (Alizadeh & Mattes, 2019; Kenneally-Dabrowski, Brown, Warmenhoven, et al., 2019; Mendiguchia et al., 2021; Schuermans, Tiggelen, et al., 2017) et notamment pour évaluer la cinématique lombo-pelvienne. Cependant, bien que la reproductibilité de nombreuses mesures angulaires de différentes articulations, comme le genou ou la cheville, ou même la mobilité du bassin dans le plan frontal ou horizontal, soit forte, la reproductibilité de la mesure de l'antéversion et rétroversion du bassin lors de la course était très sensible aux erreurs de ré-applications des marqueurs (Schache et al., 2002). Cette étude est ancienne et évalue la reproductibilité des mesures lors de la course à plus faible vitesse que lors du sprint, mais elle montre tout de même que cette méthode nécessite d'être vigilant et précis sur le placement des marqueurs. Pour le placement des marqueurs, de nombreuses méthodes existent. Dans cette étude, ils ont placé les marqueurs selon la méthode de Stokes, développée pour étudier la cinématique 3D du bassin et du thorax pendant la locomotion (Stokes, 1984) et celle de Pearcy et al. (1987) pour la mobilité du rachis. Aujourd'hui pour le placement des marqueurs, le modèle biomécanique prédominant est le Modèle Conventionnel de Marche (*Conventional Gait-Model, CGM*) (Leboeuf et al., 2019). Un package open-source a alors été créé, le pyCGM2, permettant une amélioration des données du CGM comme la décomposition de l'angle du bassin par exemple (Leboeuf et al., 2019). Il existe ensuite de nombreuses déclinaisons de modèle dans ce package pyCGM2 (CGM 1.0 ; 1.1 ; 2.1 à 2.6). Ces déclinaisons ont chacune une application préférentielle, que ce soit pour l'analyse du mouvement du pied (CGM2.4), à l'analyse du mouvement des membres supérieurs (CGM2.5). Le CGM a également une implémentation dans le logiciel Vicon Nexus avec le modèle Plug-in Gate (*Modélisation avec Plug-in Gait - Nexus 2.12 Documentation - Vicon Documentation*, s. d.). Ce modèle est simple d'utilisation, du fait notamment du faible nombre de marqueur requis (Kadaba et al., 1990). Dans l'ensemble de ces modèles, le positionnement et les mouvements du bassin sont modélisés grâce à des marqueurs placés au niveau des épines iliaques antéro-supérieures (EIAS) et des épines iliaques postéro-supérieures (EIPS) (Stanhope, 2013), mais aucune des déclinaisons du pyCGM2 ne s'intéresse précisément à la position et la mobilité lombo-pelvienne. Tous les modèles peuvent donc être utilisés. En utilisant le modèle CGM, le mauvais placement des marqueurs pelviens vers le haut ou vers le bas entraîne une erreur de 3 degrés d'inclinaison pelvienne tous les centimètres de décalage, tandis qu'une erreur de placement vers la droite ou la gauche ne modifiera pas l'angle d'inclinaison pelvienne. Ces erreurs auront cependant un impact sur la prédiction du positionnement de la hanche par le système (Stanhope, 2013).

Bien que cette méthode d'analyse du mouvement 3D soit la référence en matière d'évaluation de la cinématique de course, elle implique des difficultés techniques d'interprétation et de mise en place,

ainsi que des instruments et des programmes coûteux, qui peuvent limiter son utilisation en recherche et en clinique (Puig-Diví et al., 2019).

### **2.2.2. L'analyse 2D**

Pour s'affranchir des limites d'accessibilités de l'analyse du mouvement 3D, de nouvelles technologies sont développées. Des méthodes utilisant des caméras commerciales et des modèles Excel pour les mesures posturales (Delgado-García et al., 2021), ou des unités de mesures inertielles (IMU) intégrant des gyroscopes pour les mesures de vitesses inertielles (Delgado-García et al., 2020) ont été prouvées comme étant des alternatives fiables à l'analyse 3D. En ce qui concerne l'analyse du mouvement, de nouvelles technologies 2D à faible coût sont aujourd'hui disponibles, dont certaines peuvent avoir une précision comparable à celle des principaux systèmes de référence haut de gamme, avec un coût nettement inférieur (Puig-Diví et al., 2019). Nous pouvons par exemple citer le logiciel Kinovéa, logiciel gratuit qui a récemment été prouvé comme un programme valide, précis et fiable, à la fois inter et intra-évaluateur, avec lequel nous pouvons obtenir des données d'angles et de distance à partir de coordonnées (Puig-Diví et al., 2019).

Contrairement à l'analyse 3D, l'analyse cinématique en deux dimensions n'utilise que deux axes (Stanhope, 2013). Une approche avec une seule caméra placée dans le plan sagittal pourrait donc suffire pour décrire et quantifier la marche (Castelli et al., 2015). Des modèles d'analyse de la marche en 2D ont été validés pour l'évaluation des angles de la hanche, du genou et de la cheville chez des sujets sains (Castelli et al., 2015; Ugbole et al., 2013). Une première étude a utilisé des marqueurs, placés au niveau des centres articulaires des articulations observées (Ugbole et al., 2013), tandis qu'une deuxième étude a développé une méthode sans marqueur (la méthode SEGMARK) (Castelli et al., 2015). Dans cette deuxième méthode, l'identification des repères anatomiques est réalisée manuellement directement par l'opérateur. Cependant, cette méthode sans marqueur n'a pas validé la mesure de l'angle d'anté-rétroversion du bassin (Castelli et al., 2015). De plus, il n'existe à notre connaissance aucun modèle d'analyse de la marche ou de la course en 2D avec marqueur validé pour l'évaluation de l'angle d'inclinaison pelvienne, mais le système utilisé par le CGM pour mesurer cet angle utilise l'axe entre l'EIAS et l'EIPS, qui pourrait donc être utilisé simplement pour une analyse en deux dimensions (Stanhope, 2013). Le placement des marqueurs pour évaluer l'angle d'inclinaison pelvienne se ferait donc au niveau de l'EIAS et de l'EIPS.

Au vu des résultats encourageants des études sur les méthodes d'analyse du mouvement 2D, cette méthode semble intéressante et plus adaptée à la pratique pour la mise en place d'un test d'évaluation de la cinématique de course.

### 2.2.3. Le test du Kick-back

Un nouveau test d'analyse de la cinématique du sprint utilise cette méthode d'analyse en 2D : Le test du Kick-back. Ce test permettant, selon les auteurs, d'évaluer la stabilité lombo-pelvienne. C'est en fait une analyse cinématique du sprint dans le plan sagittal. Il consiste à filmer un athlète dans le plan sagittal lors d'un sprint de 30 mètres. Une caméra haute définition est placée à 11 mètres du coureur lorsque celui-ci est à 22,5 mètres du départ (*Figure 4.A*). Une fois l'acquisition réalisée, deux moments d'un cycle de course sont identifiés : le "toe-off", correspondant au moment où le pied homolatéral quitte le sol, et le "touchdown", qui correspond au moment où le pied controlatéral rentre en contact avec le sol. Ensuite, l'angle entre le segment fémoral et l'horizontal est calculé à ces deux moments. L'addition de ces deux angles donne une valeur qui permet d'évaluer la stabilité lombo-pelvienne du sujet : plus cette valeur est élevée, plus la stabilité lombo-pelvienne est bonne (*Figure 4.B*). Il n'existe cependant aucune valeur seuil à partir de laquelle le sujet serait considéré comme présentant une instabilité lombo-pelvienne. La valeur est donc comparée aux autres membres du groupe testés, afin d'identifier les sujets ayant les plus faibles valeurs et donc ayant la moins bonne stabilité lombo-pelvienne (Lahti et al., 2020).

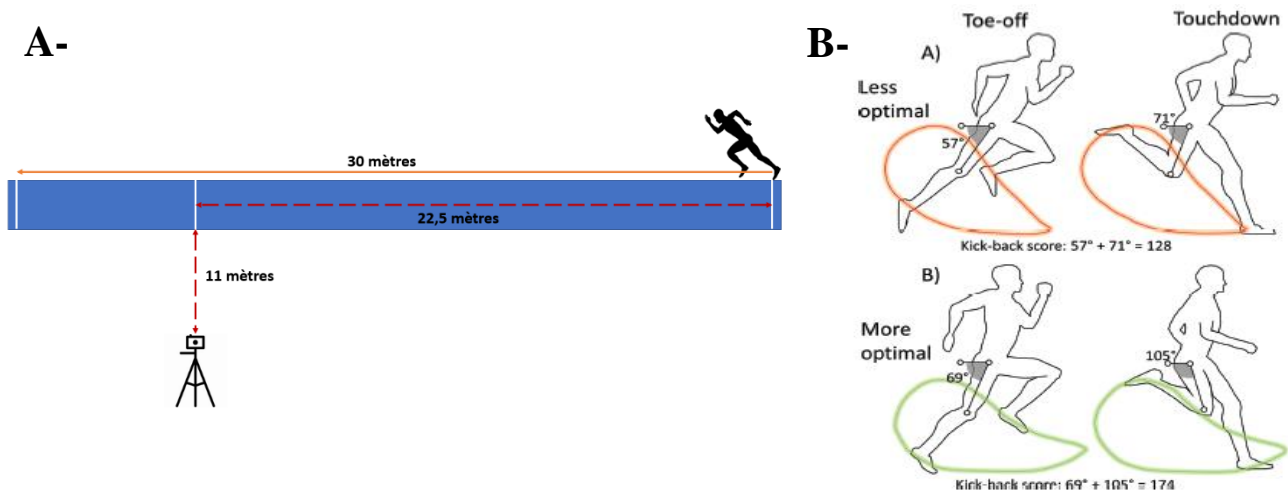


Figure 4 : Test du Kick-back (A) Installation du test. (B) Résultats du test (tirés de Lahti et al., 2020)

De nombreux éléments de ce test limitent les conclusions tirées de celui-ci. Premièrement, Lahti et al. (2020) décrivent le mécanisme du "kick-back" comme étant un mécanisme à risque de lésions aux ischio-jambiers. Cependant, à notre connaissance, aucune autre étude scientifique ne parle de ce mécanisme de "kick-back". Ce postulat présente donc un manque de preuve qui peut remettre en question la justification de ce test. Ensuite, aucune variable au niveau du bassin n'est mesurée, ce qui fait que l'angle mesuré dans ce test pourrait être le même pour deux inclinaisons pelviennes différentes. Selon eux, leur test évalue l'interaction des cuisses durant le sprint, qui serait associée au degré d'antéversion du bassin, en se basant sur les résultats obtenus par Alizadeh et Mattes (2019)

(Lahti et al., 2022). Enfin, les deux moments du cycle de course choisis par Lahti et al. pour leur test, c'est-à-dire le “*touchdown*” et le “*toe-off*”, n'ont à notre connaissance aucun lien avec les lésions aux ischio-jambiers, ce qui nous intéresserait pour l'utilisation initiale de ce test. Pour justifier leurs choix sur les moments et l'angle choisis, ils s'appuient sur l'étude de Haugen et al. (2017). Dans cette étude, l'angle d'extension de hanche lors du “*toe-off*” est positivement corrélé à la performance en sprint ce qui pourrait expliquer une partie de leurs mesures. En ce qui concerne le “*touchdown*”, les résultats de précédentes études ont montré l'importance de ce moment dans la performance en sprint, mais aucune corrélation n'a été retrouvée dans cette étude entre la performance et l'angle de la hanche controlatérale lors du *touchdown* (Haugen et al., 2017). D'autres points sont à noter : l'absence de marqueur et la possibilité de porter des vêtements larges pour la réalisation de ce test limite la bonne reproduction des angles articulaires et donc l'interprétation des valeurs obtenues.

### **3. Objectifs et hypothèses**

De fait, bien que l'idée du test du Kick-back soit intéressante, il nous semblait pertinent de chercher à modifier ces différents points de questionnement, afin de le rapprocher des données de la littérature retranscrites précédemment. Premièrement, nous souhaitons nous intéresser à l'antéversion du bassin plus qu'au “mécanisme du kick-back”, qui est le mouvement du plan sagittal retrouvé comme étant un facteur de risque de lésions aux ischio-jambiers dans la littérature. Pour cela, nous allons chercher à évaluer directement cet angle lors du sprint, en plaçant des marqueurs sur des repères osseux des sujets afin qu'ils soient identifiables sur la vidéo. Nous avons placé un premier marqueur au niveau de l'EIAS, puis un deuxième au niveau de l'EIPS. Pour cette méthode, l'angle mesuré sera donc celui entre la droite passant par l'EIAS et l'EIPS et l'horizontal passant par l'EIPS. Deuxièmement, nous avons choisi d'observer le moment du sprint le plus associé aux lésions aux ischio-jambiers selon la littérature : la fin de phase d'envol. Malgré le manque d'évidence sur ce fait, la majorité des études vont dans ce sens et les différents éléments notés dans la partie 2.1 mettent en avant la fin de phase d'envol comme étant la phase du sprint la plus à risque de se blesser aux ischio-jambiers. Nous avons donc choisi d'observer sur la vidéo du sprint la dernière image avant le contact du pied au sol, afin que les mesures soient comparables et que le moment choisi soit facilement identifiable dans chaque vidéo.

Il existe donc deux méthodes du test du Kick-back : la méthode initiale développée par Lahti et al., que nous nommerons “Test du Kick-back initiale” et la méthode modifiée que nous proposons, que nous nommerons “Test du Kick-back modifié”. L'objectif de cette étude est de comparer ces deux méthodes du test du Kick-back à une analyse du mouvement 3D lors du sprint afin de valider une de ces deux méthodes. Nous les comparerons donc à l'angle réel d'anté-rétroversion du bassin obtenu

grâce à l'analyse du mouvement 3D. Nous émettons l'hypothèse qu'il existe un lien entre les valeurs mesurées avec le test du Kick-back modifié et celles mesurées avec la méthode d'analyse du mouvement 3D.

## 4. Méthode

### 4.1. Choix des sujets

5 hommes et 7 femmes volontaires ont répondu à la candidature et ont donc pu participer à cette étude ( $20 \pm 3$  ans,  $67 \pm 9$  kg,  $172 \pm 10$  cm). L'ensemble des sujets pratiquait du football, à raison de  $9 (\pm 3)$  heures par semaine et aucun d'entre eux n'avait subi de lésions aux ischio-jambiers dans l'année écoulée. Le consentement écrit des participants a été recueilli en amont de l'étude. Celle-ci respectant en tout point la déclaration d'Helsinki.

### 4.2. Dispositifs de mesures

Les images ont été capturées à l'aide de 8 caméras d'analyse du mouvement Vicon Vero 2.2 avec une fréquence d'acquisition de 200Hz, permettant d'obtenir les données cinématiques 3D des courses de chaque sujet (*Figure 5.A*). Les données cinématiques ont été obtenues grâce à des marqueurs cinématiques de 14mm de diamètre (*Figure 5.B*). Pour que ceux-ci soient visibles à partir de la caméra 2D, nous avons utilisé le flash du téléphone afin de les faire réfléchir. Les données ont enfin pu être analysées grâce au logiciel d'analyse 3D du mouvement Nexus 2.12.0.

En parallèle, la caméra d'un téléphone (Iphone XS) a été utilisée pour filmer la course des sujets dans le plan sagittal et analyser les données selon le test du Kick-back (initial et modifié). Nous la nommerons : « caméra 2D ». Celle-ci a été réglée en mode ralenti afin d'avoir la cadence d'image la plus élevée pour identifier les instants de courses voulus (240 images par secondes, *fps*). Les vidéos obtenues ont été traitées grâce au logiciel Kinovéa.

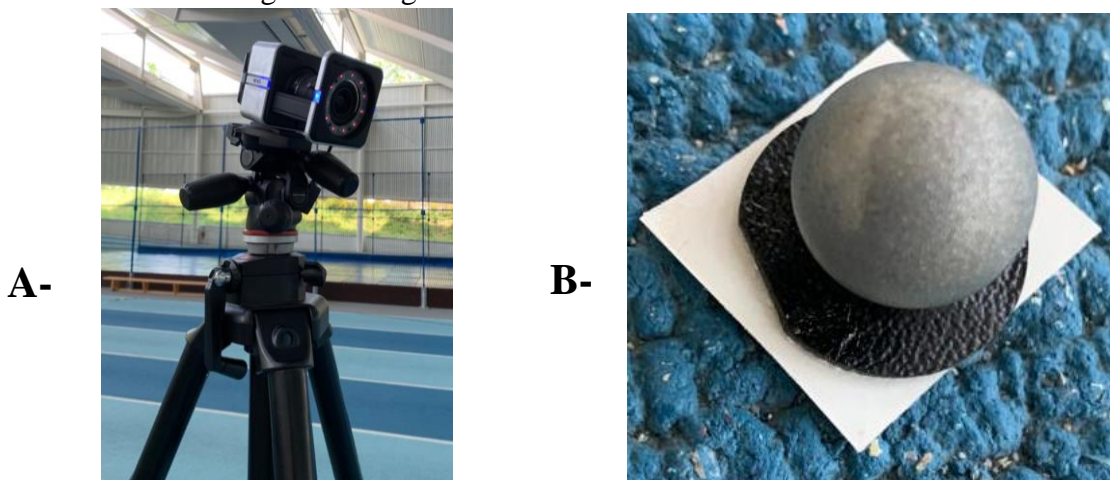


Figure 5 : (A) Caméra Vicon Vero 2.2. (B) Marqueur cinématique.

### 4.3. Protocole

Le protocole expérimental a été réalisé sur une journée, de 10h à 17h au Stadium Métropolitain Pierre Quinon à Nantes. Quatre expérimentateurs étaient présents pour le bon déroulement de l'étude. L'ensemble du matériel a été placé autour d'une piste de 30 mètres (matérialisée à l'aide de plots). Les 8 caméras Vicon d'analyse du mouvement ont été placées autour de la marque des 15 mètres (matérialisée par un plot également). Elles ont été disposées de manière à avoir l'espace de capture le plus grand possible, tout en captant au mieux les marqueurs. L'objectif était de capturer au moins une fois les trois moments du cycle de course nécessaires à notre étude : le *touchdown*, le *toe-off*, et la fin de phase d'envol. La caméra 2D était quant à elle positionnée à 10 mètres de la piste, perpendiculairement à la marque des 15 mètres, à la droite du sujet. Le choix des distances a été fait par rapport au protocole du profil force/vitesse en sprint développé par Samozino et al. (2015). Deux jalons d'une hauteur de 1 mètre 83 et espacés de 4 mètres, ont été positionnés autour de la marque des 15 mètres pour la calibration des distances lors du traitement des données 2D (Figure 6). Un espace autour de la piste était réservé à l'enregistrement des données, où se situait tout le matériel informatique. Un autre espace était dédié à l'équipement des sujets. Les caméras ont été calibrées avant l'arrivée des sujets, puis une deuxième fois au milieu de la journée.

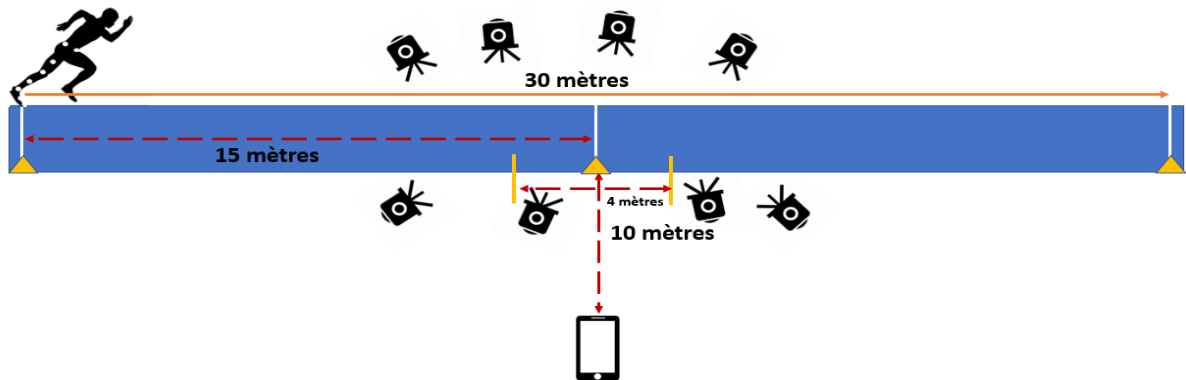


Figure 6 : Schéma de l'installation du matériel.

Le premier temps avec les sujets était consacré à la calibration du modèle via Nexus. Nous avons choisi d'utiliser le modèle des membres inférieurs Plug-in Gait (Davis et al., 1991). Pour ce modèle, les données anthropométriques des participants nécessaires sont : la taille (en centimètres, cm), la masse (en kilogramme), la longueur de jambe (en cm) mesurée de l'EIAS à la malléole interne grâce à un mètre ruban, la largeur du genou (en cm) mesurée avec un pied à coulisse au niveau de l'interligne articulaire du genou et la largeur de la cheville (en cm) mesurée avec un pied à coulisse au niveau des malléoles interne et externe.

Le deuxième temps correspondait à l'échauffement des sujets. Un échauffement au sprint leur était proposé. Il était composé de 2 tours de piste (200 mètres), d'étirements activo-dynamiques des ischio-jambiers, des quadriceps, des mollets et des psoas, de squat, de ponts-ischios et de fentes sautées, puis de gammes (talon-fesse, montée de genou et course jambe tendue). Enfin les sujets montaient progressivement le rythme sur des sprints de 20 à 30 mètres.

Une fois échauffés, les sujets se mettaient en tenue et nous installions les marqueurs. 16 marqueurs ont été placés sur chaque sujet selon le modèle Plug-in Gait (Figure 7). Les sujets étaient équipés d'un legging moulant de couleur noire et d'un t-shirt moulant de couleur noire également. Les vêtements se devaient d'être le plus près du corps possible afin de limiter le déplacement des marqueurs. La couleur noire des vêtements facilite la visibilité des marqueurs sur la vidéo en 2D. Ceux-ci étant de couleur blanche, il était alors plus simple de les identifier sur la vidéo. La calibration du modèle était ensuite faite sur le logiciel, avec le sujet placé au milieu des caméras 3D, bras écartés et coudes fléchis à 90°.



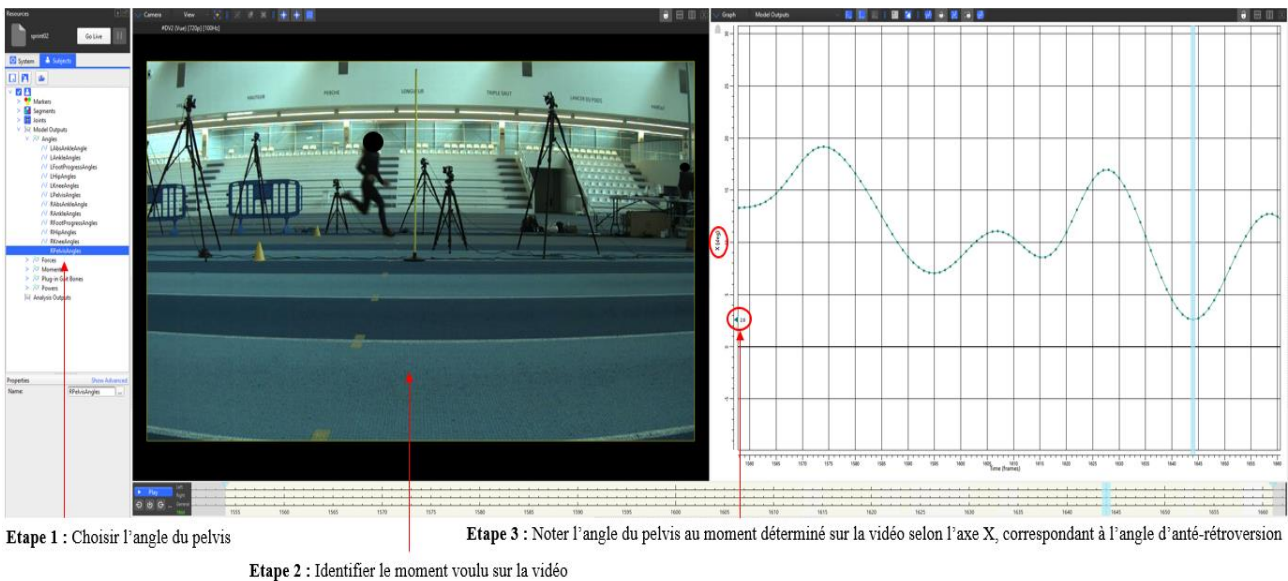
Figure 7 : Placement des marqueurs selon le modèle des membres inférieurs Plug-in Gate. 1 : EIAS ; 2 : EIPS ; 3 : Face latérale de la cuisse ; 4 : Condyle fémoral externe ; 5 : Face latérale de la jambe ; 6 : Pied ; 7 : Malléole externe ; 8 : Talon ; (Modélisation avec Plug-in Gait - Nexus 2.12 Documentation - Vicon Documentation, s. d.)

Enfin, les sujets réalisaient 2 sprints de 30 mètres à vitesse maximale, séparés chacun d'une minute de récupération. Le départ de ces sprints se faisait en départ trépied (une main au sol), et était donné suite à un décompte fait par l'un des expérimentateurs. Les sprints étaient filmés dans leur intégralité par la caméra 2D.

#### 4.4. Traitement des données

Les caractéristiques des sujets ont été classées avec le logiciel Excel. Les moyennes et écart-types de ces caractéristiques ont été calculées à l'aide des formules du logiciel.

Le traitement des données cinématiques de l'analyse 3D a été fait grâce au logiciel Nexus 2.12.0 où les sprints des sujets ont été enregistrés. Nous avons commencé par reconstruire la trajectoire de chaque marqueur, en remplissant les « trous » lorsqu'il y en avait, grâce aux techniques proposées par le logiciel. Ces « trous » représentent des zones vides se formant lorsque moins de deux caméras voient le marqueur (à cause du passage des bras par exemple). Une fois les trajectoires de chaque marqueur reconstruites, le logiciel calcule la cinématique de course grâce à ces trajectoires. Sur chaque vidéo, nous avons identifié les moments des tests du Kick-back initial et modifié : le *toe-off* (dernière image où le pied droit est en contact avec le sol), la *touchdown* (première image où le pied gauche est en contact avec le sol) et la fin de phase d'envol (dernière image avant la pose du pied droit au sol). A chacun de ces moments, les angles articulaires instantanés, directement calculés par le logiciel, ont pu être obtenus. Nous avons pris l'angle du pelvis selon l'axe X, correspondant à son inclinaison dans le plan sagittal et donc à l'angle d'anté-rétroversion du bassin (*Figure 8*).



**Figure 8 :** Tutoriel d'utilisation du logiciel Nexus 2.12.0 pour obtenir les angles d'anté-rétroversion du bassin.

Les résultats des tests du Kick-back initial et modifié ont été obtenus grâce au traitement des données des vidéos dans le plan sagittal capturées par la caméra 2D. Nous avons pour cela utilisé le logiciel Kinovéa. Pour que les mesures soient correctement calibrées, nous avons commencé par rentrer les dimensions du cadre que formait les deux jalons (1m83 par 4m) (grâce à la fonctionnalité « Grille en

perspective »). Cette manipulation a permis une conversion des pixels en distance. Nous avons annoté les marqueurs (grâce à la fonctionnalité « Marqueur ») de l'EIAS droite et de l'EIPS droite sur la vidéo. Lorsque l'identification des marqueurs était impossible, car non observables sur la vidéo, nous utilisons la position de celui-ci sur la ou les images précédentes ou suivantes afin de le positionner. Nous avons ensuite tracé une ligne (grâce à la fonctionnalité « Ligne ») entre l'EIAS et l'EIPS, une ligne suivant le segment fémoral et une ligne horizontale (à l'aide d'une démarcation de piste présente au sol que nous avons pris pour référence horizontale). Nous avons enfin calculé les angles nécessaires (grâce à la fonctionnalité « Angle ») (Figure 9). L'angle entre la ligne du segment fémoral et la ligne horizontale passant par le haut de la ligne du segment fémoral a été mesuré pour le test du Kick-back initial. Celui-ci a été mesuré au moment du *touchdown* et du *toe-off*. La valeur prise en compte pour le test du Kick-back initial est l'addition des angles pris au *toe-off* et au *touchdown*. L'angle entre la ligne EIAS-EIPS et la ligne horizontale passant par l'EIPS a été mesuré pour le test du Kick-back modifié lors du *touchdown*, du *toe-off*, ainsi qu'à la fin de phase d'envol. Nous avons pris ces angles sur les mêmes images que celles identifiées pour l'analyse cinématique 3D. La fonctionnalité « Zoom » du logiciel a été utilisée pour aider à l'identification des éléments.

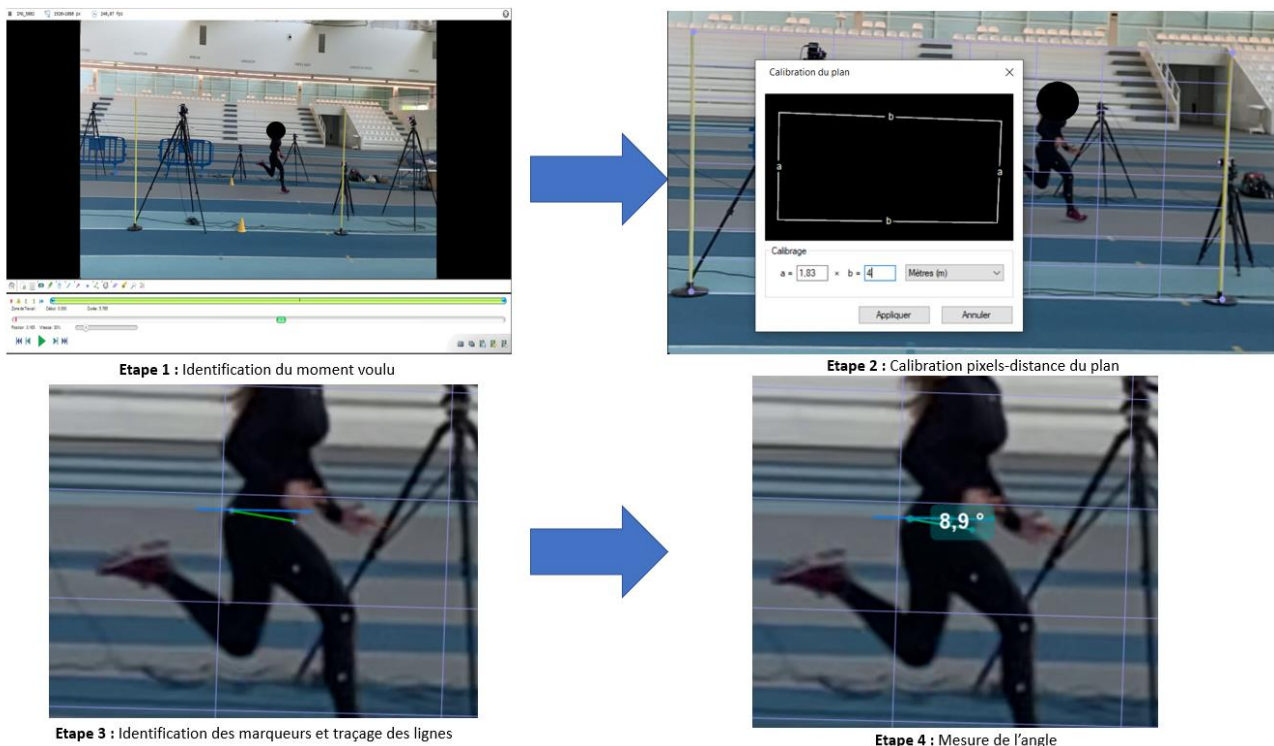


Figure 9 : Tutoriel de l'utilisation du logiciel Kinovéo pour l'obtention des mesures.

#### 4.5. Analyse statistique

Chaque participant effectuant deux sprints, nous avons utilisé la moyenne des deux essais pour chaque méthode. Lors de l'étude, certaines limites nous ont obligées à refaire passer les sujets une troisième

fois car un de leur deux essais n'était pas valable (marqueurs qui tombent, non visible à la caméra, ...). Cependant, certains essais que nous avons conservés n'ont pas été traitables, principalement à cause de marqueurs non visibles à la caméra 2D. Nous avons, pour ces sujets, gardés uniquement l'essai valide. Ces essais ont été définis comme valides lorsque seulement 2 marqueurs ou moins étaient non visibles sur l'ensemble de la vidéo (par exemple, une vidéo où le marqueur de l'EIPS était non visible lors du *touchdown* et lors de la fin de phase d'envol, mais qui était visible lors du *toe-off* et que le marqueur de l'EIAS était visible à chaque moment a été conservé). 17 essais valides ont été conservés, chacun des 12 sujets ayant eu au moins un essai valide.

Pour cette analyse statistique, nous avons analysé la concordance entre les valeurs obtenues en 3D et les données 2D, obtenues grâce aux deux méthodes du test du Kick-back. Afin de comparer les mêmes données, nous avons premièrement additionné les angles obtenus par chaque méthode (Kick-back initial, modifié, et 3D) aux instants du *touchdown* et du *toe-off*. La concordance entre ces valeurs a alors été mesurée. Nous avons ensuite mesuré la concordance entre les valeurs de la méthode du Kick-back modifié en fin de phase d'envol et les valeurs obtenues en 3D en fin de phase d'envol afin de confirmer que cette méthode est valide à chaque instant du sprint. Cela a permis de répondre à l'objectif de l'étude.

Nous avons utilisé la méthode de Bland et Altman. Cette méthode consiste à construire un graphique permettant d'évaluer la concordance entre deux mesures. Le principe de la concordance est défini comme étant « l'appréciation de l'écart observé entre deux valeurs obtenues pour la même mesure et la déduction, sur l'ensemble de la population observée, le biais, la précision et les limites de l'intervalle de confiance à 95 % qui permettront de statuer sur la concordance des deux séries de valeurs. » (Grenier et al., 2000). Les données obtenues avec l'analyse cinématique 3D ont été utilisées comme méthode de référence.

En abscisse du graphique sont présentées les moyennes des mesures des deux séries et l'axe des ordonnées présente les différences entre les mesures des deux séries (Desquilbet, 2012). Trois droites sont ensuite tracées sur le graphique (*Figure 10*). Elles représentent :

- Le biais absolu  $y$ , qui est la différence moyenne entre les deux mesures. Il est représenté par un trait en pointillés épais sur le graphique et définit la justesse de la méthode testée (Freund, 2016).

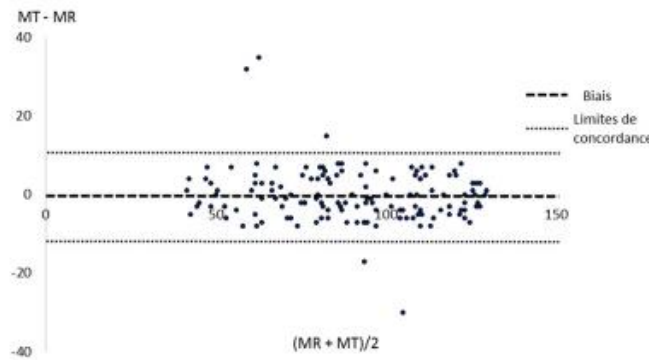
Le calcul pour obtenir sa valeur est :

$$y = \Sigma (\text{Méthode testée} - \text{Méthode de référence}) / n$$

$n$  étant le nombre de sujets ayant effectué les deux méthodes.

- Les limites de concordance, représentant les deux limites de l'intervalle de confiance (IC). Elles sont représentées par des traits en pointillés fins sur le graphique et définissent la précision de la méthode testée (Freund, 2016). Nous choisissons dans cette étude un intervalle de confiance à 95%. Le calcul pour obtenir cet intervalle est :

$$IC = y \pm 1,96 \times \text{Ecart type}_y$$



**Figure 10 :** Exemple de graphique de Bland-Altman. MR : méthode de référence ; MT : méthode testée (Tirée de Freund, 2016)

Afin de tester la significativité des résultats et donc valider ou non notre hypothèse, nous avons utilisé un test T de Student. Ce test a pour but de comparer les moyennes de petits échantillons (Ingrand, 2018). Si la valeur obtenue grâce à ce test est inférieure à 0,05, cela montre une différence significative entre les moyennes des deux méthodes. L'hypothèse H0 est : « il n'y a pas de différence significative entre la méthode testée et la méthode de référence ». L'hypothèse H1 est : « il y a une différence significative entre la méthode testée et la méthode de référence ». Pour le calcul de cette valeur, nous avons utilisé le logiciel Excel et la formule « T.TEST ». Dans notre étude, l'absence de différence significative montrerait que la méthode testée mesure la même chose que la méthode de référence. Les résultats seront notés « P= ».

Nous avons enfin effectué un calcul de corrélation entre les angles obtenus grâce à l'analyse 3D et les angles obtenus avec les deux méthodes du test du Kick-back. La corrélation est la mesure de l'association entre deux variables. Deux valeurs corrélées signifient que les variations de celles-ci sont associées soit positivement, soit négativement (Schober et al., 2018). Nous avons mesuré le coefficient R de Bravais et Pearson. Nous avons pour cela utilisé le logiciel Excel et la formule « COEFFICIENT.CORRELATION ». La valeur de ce coefficient se situe entre -1 (corrélation négative) et 1 (corrélation positive). Une valeur du coefficient proche de 0 signifie que la corrélation est nulle (Schober et al., 2018). La force de cette corrélation sera définie comme négligeable si le coefficient de corrélation est inférieur à 0,10, faible s'il est entre 0,10 et 0,29, modérée s'il est entre 0,30 et 0,49 et forte s'il est supérieur à 0,50 (Cohen, 1988). La corrélation est significative si la P-value est inférieure à 0,05. Dans ce cas, une corrélation significative montrerait que les données 3D

sont associées avec les données de la méthode testée (test du Kick-back initial ou modifié). Dans le cas où la différence entre les deux méthodes serait significative, mais que celles-ci présenteraient une corrélation significative, cela voudrait dire que l'écart entre les deux méthodes est systématique, c'est-à-dire qu'il est le même à chaque mesure. Ces résultats seront présentés dans un graphique sous la forme de nuage de points, comprenant une courbe de tendance (de type linéaire et de coefficient directeur R) et une courbe d'identité (de formule  $y=x$ ). La P-value sera notée : « p= ».

## **5. Résultats**

### **5.1. Présentation des résultats**

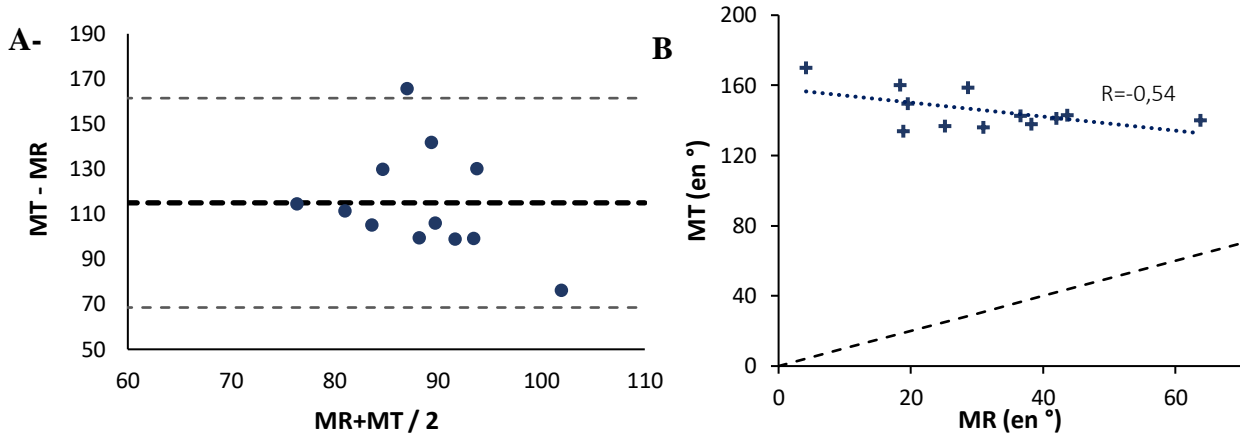
Les résultats de l'analyse cinématique 3D, ainsi que des tests du Kick-back initial et modifié, sont répertoriés dans le tableau 1. Dans ce tableau, les valeurs positives pour la méthode d'analyse 3D correspondent à une antéversion du bassin. Les valeurs négatives correspondent à une rétroversion du bassin. Les valeurs positives pour le test du Kick-back modifié sont les angles allant dans le sens de l'antéversion du bassin. Les valeurs négatives sont les angles allant dans le sens de la rétroversion du bassin. Les valeurs obtenues par la cinématique 3D ont une moyenne de  $30,87^\circ (\pm 15,5)$  pour l'addition *touchdown + toe-off* et de  $13,48^\circ (\pm 8,01)$  en fin de phase d'envol. Le test du Kick-back initial présente des valeurs moyennes de  $145,87^\circ (\pm 11,39)$ . Le test du Kick-back modifié présente des valeurs moyennes de  $39,1^\circ (\pm 15,44)$  pour l'addition *touchdown + toe-off*, et de  $10,62^\circ (\pm 7,82)$  en fin de phase d'envol.

Tableau 1 : Angles mesurés grâce aux méthodes d'analyse 3D, du test du Kick-back initial et du test du Kick-back modifié à chaque instant évalué

N° Sujet	Méthode d'analyse 3D				Test du Kick-back initiale			Test du Kick-back modifié			
	<i>Touchdown</i> (TD) (en °)	<i>Toe-off</i> (TO) (en °)	<b>Addition TD+TO</b>	<b>Fin de phase d'envol (en °)</b>	<i>Touchdown</i> (en °)	<i>Toe-off</i> (en °)	<b>Addition TD + TO</b>	<i>Touchdown</i> (en °)	<i>Toe-off</i> (en °)	<b>Addition TD + TO</b>	<b>Fin de phase d'envol (en °)</b>
<b>1</b>	17	19,6	36,6	19,6	81,5	61,3	142,8	19,4	29	48,4	11
<b>2</b>	18,8	19,5	38,3	18,7	79,8	58,2	138	23,5	34	57,5	15,8
<b>3</b>	19,25	24,5	43,75	17,4	85,5	57,55	143,05	22,8	28,1	50,9	14,1
<b>4</b>	8,75	10,2	18,95	10,7	81,95	51,8	133,75	12,3	16,95	29,25	7,15
<b>5</b>	20,1	22	42,1	20,7	80,7	60,5	141,2	21,8	23	44,8	26
<b>6</b>	7,3	17,9	25,2	2,6	80,5	56,2	136,7	10,7	24,4	35,1	2
<b>7</b>	-0,75	4,9	4,15	-2,05	104,15	65,7	169,85	2,6	10,55	13,15	4,4
<b>8</b>	12,7	18,3	31	15,4	80,3	55,9	136,2	17	24	41	3
<b>9</b>	9,7	9,85	19,55	10,4	88,25	61,45	149,7	9,85	10,8	20,65	7,1
<b>10</b>	29,4	34,4	63,8	26,8	78,9	61,1	140	22,1	43,6	65,7	23,4
<b>11</b>	8,4	10	18,4	9,9	88,1	72,2	160,3	8,8	16,8	25,6	4,6
<b>12</b>	12,03	16,63	28,67	11,63	98,6	60,23	158,83	17,13	19,97	37,1	8,93
<b>Moyenne</b>	<b>13,56</b>	<b>17,32</b>	<b>30,87</b>	<b>13,48</b>	<b>85,69</b>	<b>60,18</b>	<b>145,87</b>	<b>15,67</b>	<b>23,43</b>	<b>39,1</b>	<b>10,62</b>
<b>Ecart-type</b>	<b>7,85</b>	<b>7,93</b>	<b>15,5</b>	<b>8,01</b>	<b>8,05</b>	<b>5,17</b>	<b>11,39</b>	<b>6,72</b>	<b>9,52</b>	<b>15,44</b>	<b>7,82</b>

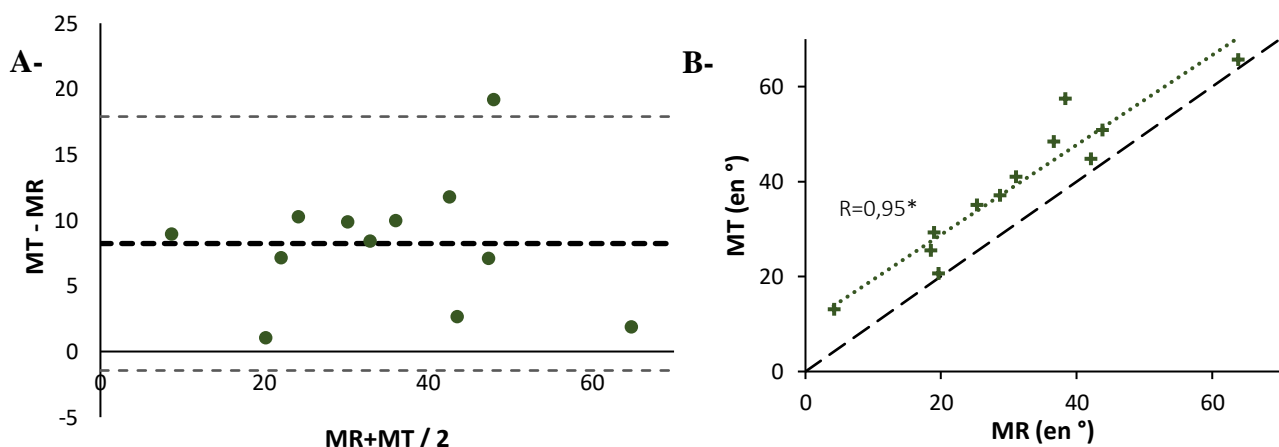
## 5.2. Analyse cinématique 3D versus Kick-back

Les résultats de la comparaison entre les angles obtenus grâce à l'analyse 3D et les angles obtenus grâce aux tests du Kick-back initial et au test du Kick-back modifié pour les valeurs obtenues par l'addition *touchdown + toe-off* sont présentés respectivement dans les figures 11 et 12.



**Figure 11 :** (A) Graphique de Bland-Altman présentant la comparaison entre la méthode d'analyse cinématique 3D (MR) et le test du Kick-back initial (MT). (B) Nuage de points présentant la corrélation entre la méthode d'analyse cinématique 3D (MR) et le test du Kick-back initial (MT). MR : méthode de référence ; MT : méthode testée

Le biais absolu entre la méthode d'analyse cinématique 3D et le test du Kick-back initial est de  $115,0 \pm 46,45^\circ$ . La différence entre ces deux méthodes est significative ( $P < 0,001$ ). Par ailleurs, une corrélation forte, non significative, est observée entre la méthode d'analyse cinématique 3D et le test du Kick-back initial ( $R = -0,54$  ;  $p=0,07$ ) (Figure 11).



**Figure 12 :** (A) Graphique de Bland-Altman présentant la comparaison entre la méthode d'analyse cinématique 3D (MR) et le test du Kick-back modifié (MT), (TD + TO). (B) Nuage de points présentant la corrélation entre la méthode d'analyse cinématique 3D (MR) et le test du Kick-back modifié (MT), (TD + TO). MR : méthode de référence ; MT : méthode testée

Le biais absolu entre la méthode d'analyse cinématique 3D et le test du Kick-back modifié (TD + TO) est de  $8,22 \pm 9,67^\circ$ . La différence entre ces deux méthodes est significative ( $P < 0,001$ ). Ce biais peut être considéré comme systématique puisqu'une corrélation forte, significative, est observée entre la méthode d'analyse cinématique 3D et le test du Kick-back modifié (TD + TO) ( $R = 0,95$  ;  $p < 0,001$ ) (Figure 12).

### 5.3. Résultats en fin de phase d'envol

Les résultats de la comparaison entre les angles obtenus grâce à l'analyse 3D et les angles obtenus grâce au test du Kick-back modifié pour les valeurs obtenues en fin de phase d'envol sont présentés dans la figure 13.

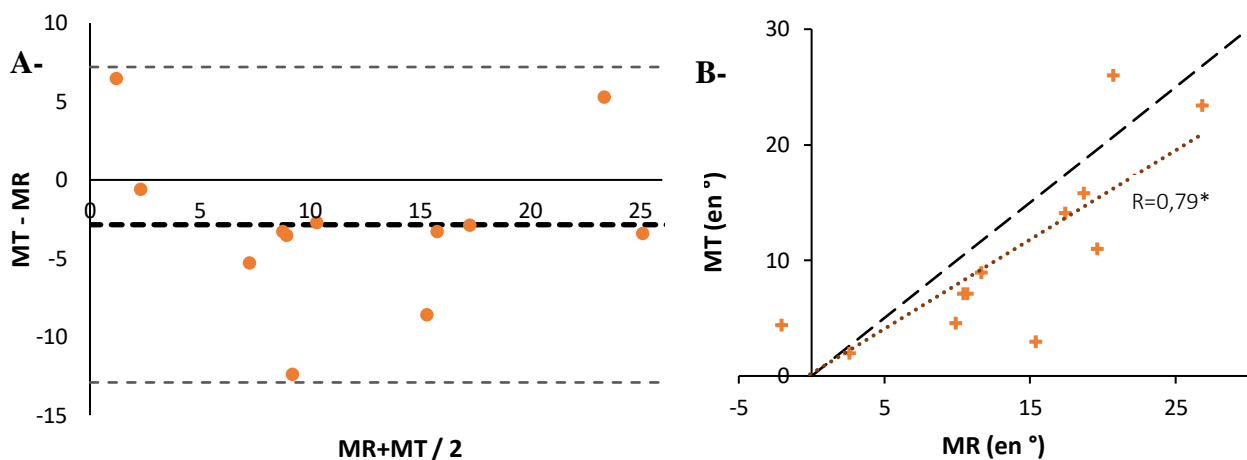


Figure 13 : (A) Graphique de Bland-Altman présentant la comparaison entre la méthode d'analyse cinématique 3D (MR) et le test du Kick-back modifié (MT) en fin de phase d'envol. (B) Nuage de points présentant la corrélation entre la méthode d'analyse cinématique 3D (MR) et le test du Kick-back modifié (MT) en fin de phase d'envol. MR : méthode de référence ; MT : méthode testée

Le biais absolu entre la méthode d'analyse cinématique 3D et le test du Kick-back modifié en fin de phase d'envol est de  $-2,86 \pm 10,05^\circ$ . La différence entre ces deux méthodes en fin de phase d'envol n'est pas significative ( $P = 0,08$ ). De plus, une corrélation forte, significative, est observée entre la méthode d'analyse cinématique 3D et le test du Kick-back modifié en fin de phase d'envol ( $R = 0,79$  ;  $p = 0,002$ ) (Figure 13).

## 6. Discussion

L'objectif de cette étude était de tester la capacité des deux méthodes du test du Kick-back (initiale et modifiée) à évaluer la cinématique lombo-pelvienne dans le plan sagittal lors du sprint. Deux résultats majeurs ressortent de ce travail. Le premier indique que le test du Kick-back initial n'est pas significativement corrélé à l'angle réel d'anté-rétroversion du bassin et ne permet donc pas d'évaluer la cinématique lombo-pelvienne lors du sprint. Le deuxième présente la forte corrélation significative

entre le test du Kick-back modifié et l'angle réel d'anté-rétroversion du bassin. De plus, l'absence de différence significative en fin de phase d'envol témoigne de la justesse de ce test à ce moment précis. Ces résultats montrent qu'en pratique, il serait plus pertinent d'utiliser la méthode du test du Kick-back modifié en fin de phase d'envol.

### **6.1. Interprétation des résultats et comparaison aux données de la littérature**

Dans notre étude, nous avons obtenu des résultats d'anté-rétroversion du bassin entre 13,48° et 13,56° de moyenne en fonction des moments. Dans la littérature, ces angles varient entre -3° et 35° en fonction des études, des moments de courses évalués et de la distance de sprint à laquelle ces angles sont mesurés (Mendiguchia et al., 2021; Nagahara et al., 2018; Schuermans, Tiggelen, et al., 2017). Ces valeurs sont donc très variables en fonction des études, mais nos données se trouvant dans cet intervalle, nous pouvons supposer que celles-ci sont correctement mesurées. Concernant les valeurs du test du Kick-back initial, nous avons observé une valeur moyenne de 145,87±11,39°. Ces valeurs sont identiques à celles obtenues par Lahti et al. (2022), se trouvant entre 143 et 146° en moyenne en fonction des groupes étudiés. Cela montre que nos valeurs pour ce test sont cohérentes. Etant les premiers à utiliser le test du Kick-back modifié, aucune autre valeur n'existe pour ce test.

**Validité de la méthode modifiée du test du Kick-back.** Conformément à notre hypothèse initiale, les résultats de cette étude vont en faveur de la méthode modifiée du test du Kick-back. En effet, celle-ci présente une corrélation significative avec la méthode d'analyse cinématique 3D et ce à chaque moment du sprint, ce qui n'est pas le cas de la méthode initiale. La différence entre les données des deux méthodes est cependant significative lors du *touchdown* et du *toe-off*, ce qui peut signifier que la méthode du Kick-back modifié présente une différence systématique avec la méthode d'analyse 3D. Si nous nous référons au biais absolu du graphique de Bland-Altman, cette différence systématique serait de 8,22°. Plusieurs hypothèses pourraient expliquer cette différence. Premièrement, les moments du sprint sélectionnés n'étaient pas forcément dans l'axe exact de la caméra 2D. Cela créait donc une parallaxe qui pourrait expliquer cette différence. Ensuite, le logiciel Nexus 2.12.0 utilise les marqueurs des EIAS et EIPS droite et gauche pour mesurer l'angle d'anté-rétroversion du bassin. Pour le test du Kick-back modifié, seuls les marqueurs du côté de la caméra étaient utilisés ce qui peut entraîner une différence de mesure (*Figure 14*). L'inclinaison du bassin dans le plan frontal, par exemple, n'est pas prise en compte dans l'angle du test du Kick-back modifié, tandis qu'elle influence la mesure de l'angle d'anté-rétroversion en 3D. Enfin, comme nous l'avons précisé précédemment, la position de certains marqueurs a été devinée grâce aux dernières positions connues de celui-ci. Une erreur dans le placement de ces marqueurs peut modifier la mesure (Stanhope, 2013).

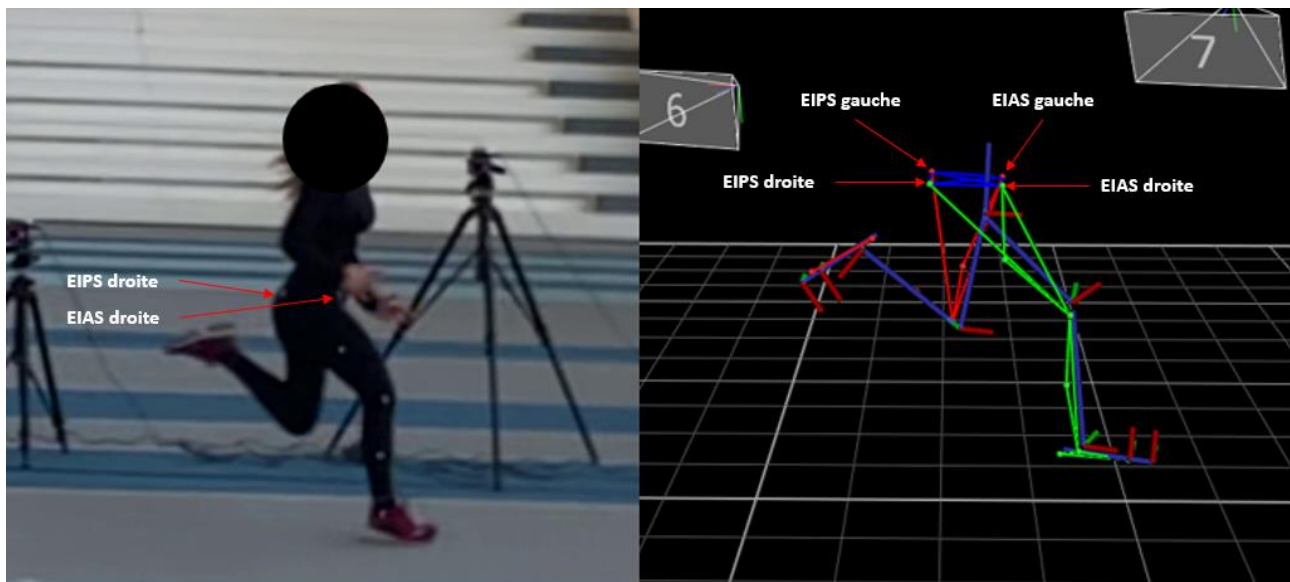


Figure 14 : Comparaison de la visibilité des marqueurs sur Kinovéo (à gauche) et sur Nexus 2.12.0 (à droite)

**Justesse du test du Kick-back modifié en fin de phase d’envol.** En fin de phase d’envol, la différence entre le test du Kick-back modifié et la méthode d’analyse 3D n’est pas significative. Cela signifie que les deux méthodes mesurent les mêmes données. Ces résultats sont différents de ceux observés pour la même méthode lors du *touchdown* et du *toe-off*. Nous pourrions penser que cela est dû à l’addition de deux angles, ce qui entraîne l’addition des erreurs de mesure pour chaque angle et augmente le risque d’erreur de mesure finale. Cependant, lorsque nous comparons les méthodes aux deux instants du *touchdown* et du *toe-off* indépendamment l’un de l’autre, la différence est tout de même significative. Nous émettons l’hypothèse que l’inclinaison pelvienne dans le plan frontal à un impact lors du *touchdown* et du *toe-off*, mais pas lors de la fin de phase d’envol. Comme cela a été expliqué dans la partie revue de la littérature, choisir ce moment pour réaliser le test serait plus pertinent aux vues des données scientifiques sur le moment de survenue des blessures aux ischio-jambiers. En effet, celles-ci surviendraient en fin de phase d’envol du sprint (Kenneally-Dabrowski, Brown, Lai, et al., 2019).

**Invalidité de la méthode initiale du test du Kick-back.** Concernant la méthode initiale, la différence avec la méthode d’analyse du mouvement 3D est significative. Ces résultats étaient attendus et semblent logiques compte tenu du fait que ces deux méthodes ne mesurent pas les mêmes données. De plus, la corrélation entre ces deux méthodes n’est pas significative, ce qui signifie que les données obtenues par chacune ne sont pas liées. Ces résultats sont donc contradictoires avec ce qui était annoncé lors de la justification de ce test par Lahti et al. (2022), disant que l’angle mesuré était associé à l’angle d’antéversion du bassin. Cette étude a été réalisée en parallèle d’un autre protocole, qui avait

pour but de comparer les deux méthodes du test du Kick-back. Les résultats montrent également qu'il n'existe aucune corrélation ( $R = -0,14$ ) entre les données de ces deux méthodes, en accord avec nos résultats (Varenne, 2022). Cette absence de corrélation peut être expliquée par la différence de mesure entre les deux méthodes. L'utilisation de marqueurs positionnés sur certains repères anatomiques dans la méthode modifiée entraîne une précision plus importante. L'absence de marqueurs dans la méthode initiale peut donc entraîner une approximation des mesures. En effet, Castelli et al. (2015) ont montré qu'une méthode d'analyse cinématique en 2D sans marqueurs pour les mobilités lombo-pelviennes dans le plan sagittal n'était pas valide. Cependant, cette méthode présente tout de même une corrélation forte ( $R = -0,51$ ) avec l'analyse cinématique 3D, ce qui montre que cette méthode initiale était une idée intéressante.

Ce test ayant été développé récemment, peu de données sont disponibles sur celui-ci. De plus, la méthode modifiée est nouvelle et développée dans cette étude ce qui explique l'absence de littérature sur celle-ci. Enfin, il n'existe à notre connaissance aucune méthode d'évaluation 2D ayant été validée permettant d'évaluer l'angle d'anté-rétroversion du bassin à la course, ou même à la marche. Bien que la reproductibilité du test du Kick-back modifié n'ait pas été évaluée, certains articles nous donnent bon espoir concernant celle-ci. Premièrement, la reproductibilité du logiciel Kinovéa que nous avons utilisé pour cette étude a été validée (Puig-Diví et al., 2019). Nous devons tout de même être critique face aux résultats car les conditions testées dans cette étude sont différentes de celle du test du Kick-back (5 mètres de l'objet étudié contrairement à 10 dans notre étude). Ensuite, la reproductibilité spatio-temporelle du test du Kick-back initial a également été validée par une étude pilote (Lahti et al., 2021). Bien que de nombreux points diffèrent entre les deux méthodes du test du Kick-back, ces résultats sont encourageants.

En pratique, les preuves concernant l'entraînement à la stabilité lombo-pelvienne sont encore faibles dans la prévention des lésions aux ischio-jambiers (Shield & Bourne, 2018). Les résultats de l'étude de Lahti et al. (2022) ne montrent, par exemple, aucune association entre le test du Kick-back initial et le risque de blessure aux ischio-jambiers. Cette association a été recherchée sur une demi-saison chez 161 joueurs de football. L'instabilité lombo-pelvienne comme facteur de risque des lésions aux ischio-jambiers reste un concept récent qui nécessite plus de recherche. Cependant, le protocole réalisé en parallèle de cette étude a montré des résultats encourageants sur le lien entre le test du Kick-back modifié et les blessures aux ischio-jambiers. En effet, 30 joueuses de football de niveau professionnel et semi-professionnel ont été testées et parmi elles, 10 avaient subi une blessure aux ischio-jambiers dans l'année. La différence de valeurs au test du Kick-back modifié était significative entre le groupe de joueuses blessées et le groupe de joueuses non blessées, ce qui montre que ce test pourrait potentiellement prédire les blessures aux ischio-jambiers (Varenne, 2022).

L'antéversion du bassin, en plus d'être associée au risque de blessure aux ischio-jambiers, a également un rôle dans la performance en sprint. En effet, nous avons pu voir que l'inclinaison du bassin était un des éléments clés de la « mécanique frontale » de Mann et Murphy (Mendiguchia et al., 2021). Une étude a également montré qu'une antéversion du bassin plus importante permettrait d'augmenter la vitesse de course chez des sujets présentant un déficit en extension de hanche (Franz et al., 2009). Elle serait même associée à une vitesse de course plus élevée chez certains sprinteurs (Nagahara et al., 2018). Cette demande d'augmentation de l'antéversion du bassin pour la performance en sprint est donc contradictoire avec le fait qu'elle peut augmenter le risque de blessure aux ischio-jambiers (Mendiguchia et al., 2020). De part ces données, nous pouvons penser que le test du Kick-back modifié pourrait être associé à la performance en sprint. Malheureusement, les données obtenues dans le protocole que nous avons réalisé sur le terrain n'ont montré aucune corrélation avec la performance en sprint, à aucun moment de celui-ci (Varenne, 2022).

## **6.2.Limites**

De nombreux points peuvent biaiser les résultats de ce test, ainsi que ceux de l'étude. Le placement des marqueurs peut, par exemple, différer entre deux opérateurs, l'identification des repères anatomiques et notamment des EIPS étant parfois complexe. Un placement différent des marqueurs dans le sens de la hauteur entre deux réalisations du test modifiera donc les valeurs (Stanhope, 2013). La reproductibilité de ce test inter et intra-opérateur sera donc à tester. Pour l'instant, nous pouvons limiter cela en utilisant le même opérateur à chaque réalisation du test. Dans cette étude, le placement des marqueurs était le même pour chaque méthode et pour chaque sprint ce qui exclut cette limite. Ensuite, le fait que certains marqueurs ne soient pas visibles à la caméra peut entraîner des erreurs dans la mesure des angles comme expliqué précédemment. Enfin, la parallaxe expliquée précédemment peut influencer les résultats. Pour éviter cela, filmer plusieurs sprints pour chaque sujet permettrait d'optimiser les chances d'avoir les deux marqueurs visibles ainsi que de limiter la parallaxe en ayant le moment voulu au passage des 15 mètres.

Certaines limites méthodologiques ont également pu être retrouvées dans cette étude. Celle-ci a été réalisée sur une piste d'athlétisme en salle. Ces conditions ne seront pas forcément retrouvées lors de l'exécution du test, notamment pour des joueurs de football (qui ont été utilisés pour l'étude). En effet, nous supposons qu'il sera pour cette population principalement utilisé sur un terrain de foot avec des chaussures à crampons. La cinématique de course peut être différente dans cette condition que sur le sol dur en basket (Jastifer et al., 2017), ce qui fait que les données du test peuvent varier en fonction des conditions dans lesquelles celui-ci est effectué. Nous avons pour cette étude fait le choix d'utiliser un groupe homogène en terme d'activité physique. Cela entraîne une limite, puisque nos

résultats ne sont valables que pour une population de footballeurs. Bien que logiquement ceux-ci pourraient être extrapolés à l'ensemble des personnes, nous ne pouvons pas confirmer que ce soit réellement le cas. Nous avons également fait le choix de ne pas faire de distinction des sujets en fonction d'autres caractéristiques que le sport. Le sexe, l'âge, le poids ou encore la taille des sujets n'ont pas fait l'objet d'analyse. Nous faisons l'hypothèse que ces caractéristiques n'influencent pas les résultats. Cette étude étant une comparaison de deux valeurs obtenues pour un même sujet, au même moment, l'ensemble de ces limites semblent négligeables.

Bien que ce test soit intéressant, certaines limites propres à lui existent. Tout d'abord, ce test n'est finalement pas directement une évaluation de la stabilité lombo-pelvienne, comme il a été défini initialement. Il est plutôt une analyse de la cinématique lombo-pelvienne en sprint. La stabilité lombo-pelvienne n'est pas le seul facteur qui influence cette cinématique de course. Les particularités anatomiques de chacun font déjà varier les données. En effet, nous avons constaté lors de la calibration du modèle sur le logiciel Nexus 2.12.0 que chaque sujet avait des angles d'anté-rétroversion du bassin différents les uns des autres en position neutre. Ces différences influencent donc forcément les données. Les limites de ce test d'un point de vue matériel peuvent être que celui-ci nécessite une caméra ayant une cadence d'image suffisante pour avoir une précision de la sélection des instants de course. Malgré cela, aujourd'hui la majorité des téléphones de nouvelles générations possèdent un mode ralenti ce qui facilite l'accès à ce matériel. Ce test nécessite également un espace important permettant de réaliser un sprint de 30m, avec un recul d'au moins 10 mètres pour pouvoir placer la caméra. Enfin, dans ce test, seul le plan sagittal est pris en compte avec l'anté-rétroversion du bassin. Or la littérature montre que certaines données du plan frontal seraient également facteur de risque des lésions aux ischio-jambiers. En effet, une inclinaison homolatérale du thorax en fin de phase d'envol augmenterait le risque de lésion aux ischio-jambiers (Kenneally-Dabrowski, Brown, Warmenhoven, et al., 2019; Schuermans, Tiggelen, et al., 2017). Ce test ne prend pas cette donnée en compte, ce qui peut entraîner un sous-diagnostic des sujets ayant une cinématique de course à risque.

### **6.3.Intérêts et applications**

Le test du Kick-back a été développé initialement pour être inclus dans un screening de test pour dépister les facteurs de risque des lésions aux ischio-jambiers. Le but étant ensuite de réaliser un programme de prévention personnalisé (Lahti et al., 2020). L'enjeu de ce test est donc qu'il soit simple et pratique d'utilisation afin qu'il puisse être facilement utilisé sur le terrain par les professionnels du sport (préparateur physique, entraîneur, kinésithérapeute...). Nous pouvons considérer que cet objectif est acquis puisque ce test ne demande pas beaucoup de matériel : un

téléphone avec caméra (haute cadence d'image de préférence), des plots pour délimiter les distances de courses, un décamètre pour les mesures et un ordinateur pour le traitement des données. Concernant les marqueurs, des solutions peuvent être trouvées facilement. Nous pouvons, par exemple, citer l'utilisation d'aluminium mis en boule, collée sur les repères anatomiques à l'aide de morceau de strapp. Il faut privilégier la pose des marqueurs directement sur la peau, ou sur des vêtements moulants afin de limiter le déplacement de ceux-ci et donc le risque d'erreur. Il existe ensuite plusieurs logiciels gratuits et simples d'utilisation, comme Kinovéa que nous avons utilisé pour cette étude. Dans leur étude initiale, Lahti et al. (2020) ont réalisé le test du Kick-back en même temps que leur test de sprint permettant d'évaluer la vitesse et la force développées par les joueurs. Ils ont pour cela utilisé un radar. Nous avons donc fait le choix d'utiliser la méthode de mesure du profil Force/Vitesse en sprint développé par Samozino et al. (2015). Cela permet de réaliser une seule et même vidéo pour le calcul du profil Force/Vitesse des joueurs et les mesures du test du Kick-back. Cela offre un gain de temps précieux lors de la prise des données sur le terrain et rend donc le test plus pratique. De plus, la majorité des sprints dans le football se font sur une distance inférieure à 20 mètres (Haugen et al., 2013). Dans le protocole réalisé en parallèle de notre étude, les joueuses étaient entre 95% et 98% de leur vitesse maximale à 15 mètres (Varenne, 2022). Le fait d'être à des vitesses proches de la vitesse maximale est important car c'est à cette vitesse que l'activation et la longueur musculo-tendineuse des ischio-jambiers sont les plus importantes et donc le risque de blessure le plus grand également (Chumanov et al., 2007; Hegyi et al., 2019; Higashihara et al., 2010). Ces données montrent qu'évaluer la cinématique lombo-pelvienne à une distance de 15 mètres semble pertinent. En parallèle de cette étude, nous avons mis en place les différentes méthodes du test du Kick-back sur le terrain, en reprenant les éléments décrits précédemment (Varenne, 2022). Le protocole de cette deuxième étude a permis de confirmer que cette méthode de positionnement de marqueur était visible à la caméra 2D et tenait sur le vêtement lors du sprint.

En pratique, ce test peut donc être utilisé en début de saison pour dépister les joueurs ayant la cinématique de course entraînant le risque de blessure aux ischio-jambiers le plus élevé. A notre connaissance, il n'existe aucune valeur d'antéversion du bassin seuil pour dire que le joueur est à risque de blessure. Lahti et al. (2020) ont classé les sujets de leur étude comme « positifs au test du Kick-back » lorsque leurs données étaient dans les 33% les plus faibles du groupe. Les sujets positifs étaient alors considérés comme ceux ayant le risque de blessure lié à la stabilité lombo-pelvienne le plus élevé. Nous pouvons également utiliser les valeurs obtenues par Schuermans et al. (2017) afin d'identifier les sujets à risque. Dans cette étude, les sujets blessés présentaient des angles d'antéversion du bassin variant en moyenne entre 25 et 30° durant tout le cycle de course. Ce test peut ensuite être utilisé en suivi de la blessure. En ayant effectué le test avant une potentielle blessure,

la réalisation de celui-ci en retour post-lésion aux ischio-jambiers permettra de comparer les données. Bien que Schuermans et al. (2017) ont montré que la cinématique de course est une cause de lésion aux ischio-jambiers, les résultats de l'étude de Daly et al. (2016) montrent une antéversion du bassin plus importante après une lésion aux ischio-jambiers. L'hypothèse disant que la cinématique de course est une conséquence de la lésion n'est donc pas totalement à exclure. Cette comparaison des données du test du Kick-back permettrait alors de guider la rééducation/réathlétisation. Pour répondre à cela, nous pouvons citer l'étude de Mendiguchia et al. (2021) qui ont montré qu'il était possible de modifier la cinématique de course et de diminuer l'angle d'antéversion du bassin par un protocole combinant des exercices de contrôle lombo-pelvien et des exercices de technique de course. Ce test peut enfin être utilisé en recherche, permettant ainsi de développer les connaissances sur ce facteur de risque encore trop peu étudié (Shield & Bourne, 2018).

## **7. Conclusion**

Dans le cadre de ce mémoire, nous avons cherché à valider la capacité du test du Kick-back à évaluer la cinématique lombo-pelvienne lors du sprint. Deux méthodes de ce test ont été comparées à une analyse du mouvement 3D, *gold standard* de l'analyse du mouvement. Deux résultats principaux ressortent de cette étude. Le premier résultat montre que les données obtenues par le test du Kick-back initial ne sont pas liées à l'angle d'anté-rétroversion du bassin. Le deuxième nous montre qu'au contraire, le test du Kick-back modifié, que nous avons développé dans cette étude, permet quant à lui d'évaluer fiablement la cinématique lombo-pelvienne lors du sprint. Cette évaluation doit être effectuée en fin de phase d'envol. En effet, c'est à ce moment-là que les valeurs du test du Kick-back modifié et les données de l'analyse 3D sont identiques. De plus, choisir celui-ci semble plus pertinent car c'est à ce moment que surviennent les blessures aux ischio-jambiers. En effet, l'excès d'antéversion du bassin lors du sprint étant un facteur de risque des lésions aux ischio-jambiers, ce test pourrait être utilisé en pratique afin d'évaluer ce facteur de risque. Des précautions sont à prendre concernant l'utilisation de ce test. En effet, ce test est nouveau et nécessite donc d'autres évaluations, notamment concernant sa reproductibilité intra-opérateur et inter-opérateur. De plus, la lésion des ischio-jambiers étant une blessure multifactorielle, de nombreux autres facteurs de risque peuvent influencer sa survenue.

Le test du Kick-back modifié semble tout de même intéressant pour la pratique et la recherche, mais ce n'est finalement qu'un outil. Les données de la littérature et les preuves concernant l'instabilité lombo-pelvienne et l'antéversion du bassin dans la prévention des blessures aux ischio-jambiers sont encore faibles. D'autres recherches sur le sujet sont nécessaires et le test du Kick-back modifié pourrait alors s'avérer utile pour réaliser cela.

## Bibliographie

---

- Alizadeh, S., & Mattes, K. (2019). How anterior pelvic tilt affects the lower extremity kinematics during the late swing phase in soccer players while running : A time series analysis. *Human movement science*. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.06.001>
- Alvim, F. C., Peixoto, J. G., Vicente, E. J. D., Chagas, P. S. C., & Fonseca, D. S. (2010). Influences of the extensor portion of the gluteus maximus muscle on pelvic tilt before and after the performance of a fatigue protocol. *Revista Brasileira De Fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*, *14*(3), 206-213.
- Bezodis, N. E., Trewartha, G., & Salo, A. I. T. (2015). Understanding the effect of touchdown distance and ankle joint kinematics on sprint acceleration performance through computer simulation. *Sports Biomechanics*, *14*(2), 232-245. <https://doi.org/10.1080/14763141.2015.1052748>
- Bliss, L. S., & Teeple, P. (2005). Core stability : The centerpiece of any training program. *Current Sports Medicine Reports*, *4*(3), 179-183. <https://doi.org/10.1007/s11932-005-0064-y>
- Bushnell, T., & Hunter, I. (2007). Differences in technique between sprinters and distance runners at equal and maximal speeds. *Sports Biomechanics*, *6*(3), 261-268. <https://doi.org/10.1080/14763140701489728>
- Castelli, A., Paolini, G., Cereatti, A., & Della Croce, U. (2015). A 2D Markerless Gait Analysis Methodology : Validation on Healthy Subjects. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, *2015*, 186780. <https://doi.org/10.1155/2015/186780>
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*, *40*(16), 3555-3562. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.026>
- Cimolin, V., & Galli, M. (2014). Summary measures for clinical gait analysis : A literature review. *Gait & Posture*, *39*(4), 1005-1010. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.001>
- Clark, K., Meng, C. R., & Stearne, D. (2020). 'Whip from the hip' : Thigh angular motion, ground contact mechanics, and running speed. *Biology Open*. <https://doi.org/10.1242/bio.053546>
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* (2<sup>e</sup> éd.). Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203771587>
- Crema, M. D., Guerrazi, A., Tol, J. L., Niu, J., Hamilton, B., & Roemer, F. W. (2016). Acute hamstring injury in football players : Association between anatomical location and extent of injury—A large single-center MRI report. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *19*(4), 317-322. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2015.04.005>

- Daly, C., Persson, U. M., Twycross-Lewis, R., Woledge, R., & Morrissey, D. (2016). The biomechanics of running in athletes with previous hamstring injury : A case-control study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. <https://doi.org/10.1111/sms.12464>
- Danielsson, A., Horvath, A., Senorski, C., Alentorn-Geli, E., Garrett, W. E., Cugat, R., Samuelsson, K., & Hamrin Senorski, E. (2020). The mechanism of hamstring injuries – a systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *21*, 641. <https://doi.org/10.1186/s12891-020-03658-8>
- Davis, R. B. II., Ounpuu, S., Tyburski, D., & Gage, J. R. (1991). A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, *10*(5), 575-588. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(91\)90046-z](https://doi.org/10.1016/0167-9457(91)90046-z)
- Delgado-García, G., Vanrenterghem, J., Mildenerger, C., Gallego, L. R., Chicano-Gutiérrez, J. M., & Manuel Soto-Hermoso, V. (2021). Accuracy and reliability of a low-cost methodology to assess 3D body posture based on commercial cameras and Excel templates. *Measurement*, *173*, 108638. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.108638>
- Delgado-García, G., Vanrenterghem, J., Ruiz-Malagón, E. J., Molina-García, P., Courel-Ibáñez, J., & Soto-Hermoso, V. (2020). *IMU gyroscopes are a valid alternative to 3D optical motion capture system for angular kinematics analysis in tennis*. <https://doi.org/10.1177/1754337120965444>
- Desquilbet, L. (2012). *Guide pratique de validation statistique de méthodes de mesure : Répétabilité, reproductibilité, et concordance*. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-02103716>
- Ekstrand, J., Häggglund, M., & Waldén, M. (2011a). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, *39*(6), 1226-1232. <https://doi.org/10.1177/0363546510395879>
- Ekstrand, J., Häggglund, M., & Waldén, M. (2011b). Injury incidence and injury patterns in professional football : The UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*, *45*(7), 553-558. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.060582>
- Erickson, L. N., & Sherry, M. A. (2017). Rehabilitation and return to sport after hamstring strain injury. *Journal of Sport and Health Science*, *6*(3), 262-270. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.04.001>
- Franettovich Smith, M. M., Bonacci, J., Mendis, M. D., Christie, C., Rotstein, A., & Hides, J. A. (2017). Gluteus medius activation during running is a risk factor for season hamstring injuries in elite footballers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *20*(2), 159-163. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.07.004>

- Franz, J., Paylo, K. W., Dicharry, J. M., Riley, P., & Kerrigan, D. (2009). Changes in the coordination of hip and pelvis kinematics with mode of locomotion. *Gait & posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.11.011>
- Freund, Y. (2016). Concordance entre deux méthodes de mesure d'une même variable : Diagramme de Bland et Altman. *Annales françaises de médecine d'urgence*, 6(2), 143-146. <https://doi.org/10.1007/s13341-016-0621-4>
- Green, B., Bourne, M. N., van Dyk, N., & Pizzari, T. (2020). Recalibrating the risk of hamstring strain injury (HSI) : A 2020 systematic review and meta-analysis of risk factors for index and recurrent hamstring strain injury in sport. *British Journal of Sports Medicine*, 54(18), 1081-1088. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-100983>
- Grenier, B., Dubreuil, M., & Journois, D. (2000). Comparaison de deux méthodes de mesure d'une même grandeur : Méthode de Bland et Altman. *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, 19(2), 128-135. [https://doi.org/10.1016/S0750-7658\(00\)00109-X](https://doi.org/10.1016/S0750-7658(00)00109-X)
- Guex, K., & Millet, G. (2013). Conceptual Framework for Strengthening Exercises to Prevent Hamstring Strains. *Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0097-y>
- Haugen, T., Danielsen, J., Alnes, L., McGhie, D., Sandbakk, O., & Ettema, G. (2017). On the Importance of « Front-Side Mechanics » in Athletics Sprinting. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0812>
- Haugen, T., Tønnessen, E., Hisdal, J., & Seiler, S. (2013). The Role and Development of Sprinting Speed in Soccer. *International journal of sports physiology and performance*, 9. <https://doi.org/10.1123/IJSPP.2013-0121>
- Hegyí, A., Gonçalves, B. A. M., Finni, T., & Cronin, N. J. (2019). Individual Region- and Muscle-specific Hamstring Activity at Different Running Speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 51(11), 2274-2285. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002060>
- Higashihara, A., Ono, T., Kubota, J., Okuwaki, T., & Fukubayashi, T. (2010). Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *Journal of sports sciences*, 28, 1085-1092. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.494308>
- Howard, R. M., Conway, R., & Harrison, A. J. (2018). Muscle activity in sprinting : A review. *Sports Biomechanics*, 17(1), 1-17. <https://doi.org/10.1080/14763141.2016.1252790>
- Ingrand, P. (2018). Le test t de Student. *Journal d'imagerie diagnostique et interventionnelle*, 1(2), 81-83. <https://doi.org/10.1016/j.jidi.2018.02.001>
- Jastifer, J., Kent, R., Crandall, J., Sherwood, C., Lessley, D., McCullough, K. A., Coughlin, M. J., & Anderson, R. B. (2017). The Athletic Shoe in Football. *Sports Health*, 9(2), 126-131. <https://doi.org/10.1177/1941738117690717>

- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., & Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(3), 383-392. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080310>
- Kenneally-Dabrowski, C., Brown, N. A. T., Warmenhoven, J., Serpell, B. G., Perriman, D., Lai, A. K. M., & Spratford, W. (2019). Late swing running mechanics influence hamstring injury susceptibility in elite rugby athletes: A prospective exploratory analysis. *Journal of Biomechanics*, 92, 112-119. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.05.037>
- Kenneally-Dabrowski, C., Brown, N., Lai, A., Perriman, D., Spratford, W., & Serpell, B. (2019). Late swing or early stance? A narrative review of hamstring injury mechanisms during high-speed running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29. <https://doi.org/10.1111/sms.13437>
- Kugler, F., & Janshen, L. (2010). Body position determines propulsive forces in accelerated running. *Journal of Biomechanics*, 43(2), 343-348. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.07.041>
- Kunz, H., & Kaufmann, D. A. (1981). Biomechanical analysis of sprinting: Decathletes versus champions. *British Journal of Sports Medicine*, 15(3), 177-181. <https://doi.org/10.1136/bjism.15.3.177>
- Lahti, J., Mendiguchia, J., Ahtiainen, J., Anula, L., Kononen, T., Kujala, M., Matinlahti, A., Peltonen, V., Thibault, M., Toivonen, R.-M., Edouard, P., & Morin, J.-B. (2020). Multifactorial individualised programme for hamstring muscle injury risk reduction in professional football: Protocol for a prospective cohort study. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 6, 000758. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000758>
- Lahti, J., Mendiguchia, J., Edouard, P., & Morin, J.-B. (2021). *Inter-day test-retest intrarater reliability of a multifactorial musculoskeletal hamstring screening protocol for football players: A Pilot Study*. 11.
- Lahti, J., Mendiguchia, J., Edouard, P., & Morin, J.-B. (2022). A novel multifactorial hamstring screening protocol: Association with hamstring muscle injuries in professional football (soccer) – a prospective cohort study. *Biology of Sport*. <https://doi.org/10.5114/biol sport.2022.112084>
- Leboeuf, F., Baker, R., Barré, A., Reay, J., Jones, R., & Sangeux, M. (2019). The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait & Posture*, 69, 235-241. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.04.015>
- Lieber, R., & Fridén, J. (1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 74, 520-526. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.2.520>

- Lieber, R., Woodburn, T., & Fridén, J. (1991). Muscle damage induced by eccentric contractions of 25% strain. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, *70*, 2498-2507. <https://doi.org/10.1152/jappl.1991.70.6.2498>
- Mann, R., & Herman, J. (1985). Kinematic Analysis of Olympic Sprint Performance : Men's 200 Meters. *Journal of Applied Biomechanics*, *1*(2), 151-162. <https://doi.org/10.1123/ijsb.1.2.151>
- Mendiguchia, J., Castaño, A., Jimenez-Reyes, P., Morin, J.-B., Edouard, P., Conceicao, F., Doodoo, J., & Colyer, S. (2021). Can We Modify Maximal Speed Running Posture? Implications for Performance and Hamstring Injury Management. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2021-0107>
- Mendiguchia, J., Flor, A., Mendez-Villanueva, A., Morin, J.-B., Garrues, M., & Edouard, P. (2020). Training-induced changes in anterior pelvic tilt : Potential implications for hamstring strain injuries management. *Journal of Sports Sciences*, *39*. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1845439>
- Modélisation avec Plug-in Gait—Nexus 2.12 Documentation—Vicon Documentation*. (s. d.). Consulté 6 avril 2022, à l'adresse <https://docs.vicon.com/display/Nexus212/Modeling+with+Plug-in+Gait>
- Nagahara, R., Matsubayashi, T., Matsuo, A., & Zushi, K. (2018). Kinematics of the thorax and pelvis during accelerated sprinting. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, *58*(9), 1253-1263. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.17.07137-7>
- Oh, J.-S., Cynn, H.-S., Won, J.-H., Kwon, O.-Y., & Yi, C.-H. (2007). Effects of performing an abdominal drawing-in maneuver during prone hip extension exercises on hip and back extensor muscle activity and amount of anterior pelvic tilt. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *37*(6), 320-324. <https://doi.org/10.2519/jospt.2007.2435>
- Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries : Factors that lead to injury and re-injury. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *42*(3), 209-226. <https://doi.org/10.2165/11594800-000000000-00000>
- Orchard, J. W. (2012). Hamstrings are most susceptible to injury during the early stance phase of sprinting. *British Journal of Sports Medicine*, *46*(2), 88-89. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090127>
- Pandy, M. G., Lai, A. K. M., Schache, A. G., & Lin, Y.-C. (2021). How muscles maximize performance in accelerated sprinting. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *31*(10), 1882-1896. <https://doi.org/10.1111/sms.14021>
- Pearcy, M. J., Gill, J. M., Whittle, M. W., & Johnson, G. R. (1987). Dynamic back movement measured using a three-dimensional television system. *Journal of Biomechanics*, *20*(10), 943-949. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90323-x](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90323-x)

- Puig-Diví, A., Escalona-Marfil, C., Padullés-Riu, J. M., Busquets, A., Padullés-Chando, X., & Marcos-Ruiz, D. (2019). Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *PLoS ONE*, *14*(6), e0216448. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0216448>
- Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Sàez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2015). Sprint mechanics in world-class athletes : A new insight into the limits of human locomotion. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *25*(5), 583-594. <https://doi.org/10.1111/sms.12389>
- Reed, C. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2012). The Effects of Isolated and Integrated ‘Core Stability’ Training on Athletic Performance Measures. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)*, *42*(8), 697-706. <https://doi.org/10.2165/11633450-000000000-00000>
- Ribeiro-Alvares, J. B., Dornelles, M. P., Fritsch, C. G., de Lima-E-Silva, F. X., Medeiros, T. M., Severo-Silveira, L., Marques, V. B., & Baroni, B. M. (2020). Prevalence of Hamstring Strain Injury Risk Factors in Professional and Under-20 Male Football (Soccer) Players. *Journal of Sport Rehabilitation*, *29*(3), 339-345. <https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0084>
- Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Sáez de Villarreal, E., & Morin, J.-B. (2015). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running : Simple method to compute sprint mechanics. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, Article first published online. <https://doi.org/10.1111/sms.12490>
- Schache, A. G., Blanch, P. D., Rath, D. A., Wrigley, T. V., Starr, R., & Bennell, K. L. (2002). Intra-subject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbo–pelvic–hip complex during running. *Gait & Posture*, *15*(2), 136-145. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00188-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00188-6)
- Schober, P., Boer, C., & Schwarte, L. A. (2018). Correlation Coefficients : Appropriate Use and Interpretation. *Anesthesia & Analgesia*, *126*(5), 1763-1768. <https://doi.org/10.1213/ANE.0000000000002864>
- Schuermans, J., Danneels, L., Tiggelen, D., Palmans, T., & Witvrouw, E. (2017). *Proximal Neuromuscular Control Protects Against Hamstring Injuries in Male Soccer Players*.
- Schuermans, J., Tiggelen, D., Palmans, T., & Danneels, L. (2017). Deviating running kinematics and hamstring injury susceptibility in male soccer players : Cause or consequence? *Gait & Posture*, *57*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.268>
- Schuermans, J., Van Tiggelen, D., & Witvrouw, E. (2017). Prone Hip Extension Muscle Recruitment is Associated with Hamstring Injury Risk in Amateur Soccer. *International Journal of Sports Medicine*, *38*(9), 696-706. <https://doi.org/10.1055/s-0043-103016>

- Shield, A. J., & Bourne, M. N. (2018). Hamstring Injury Prevention Practices in Elite Sport : Evidence for Eccentric Strength vs. Lumbo-Pelvic Training. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 48(3), 513-524. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0819-7>
- Stanhope, S. (2013). *Measuring Walking : A Handbook of Clinical Gait Analysis*: Richard Baker, Mac Keith Press, 6 Market Road, London, N7 9PW, 2013, ISBN: 978-1-908316-66-0, Paperback, 246 pp. *Journal of Biomechanics*, 46, 2848. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.08.017>
- Tateuchi, H., Taniguchi, M., Mori, N., & Ichihashi, N. (2012). Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(3), 391-397. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.03.003>
- Tateuchi, H., Tsukagoshi, R., Fukumoto, Y., Akiyama, H., So, K., Kuroda, Y., & Ichihashi, N. (2013). Pelvic instability and trunk and hip muscle recruitment patterns in patients with total hip arthroplasty. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 151-158. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.005>
- Thelen, D. G., Chumanov, E. S., Sherry, M. A., & Heiderscheit, B. C. (2006). Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(3), 135-141. <https://doi.org/10.1249/00003677-200607000-00008>
- Ugbolue, U. C., Papi, E., Kaliarntas, K. T., Kerr, A., Earl, L., Pomeroy, V. M., & Rowe, P. J. (2013). The evaluation of an inexpensive, 2D, video based gait assessment system for clinical use. *Gait & Posture*, 38(3), 483-489. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.01.018>
- Varenne, F. (2022). *L'évaluation de la cinématique lombo-pelvienne en sprint et les conséquences associées en terme de prévention de la blessure et de performance.*
- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L., & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 316-325. <https://doi.org/10.5435/00124635-200509000-00005>
- Winter, D. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Fourth Edition.* <https://doi.org/10.1002/9780470549148.ch5>
- Wood, S., Morgan, D., & Proske, U. (1993). Effects of repeated eccentric contraction on structure and mechanical properties of toad sartorius muscle. *The American journal of physiology*, 265, C792-800. <https://doi.org/10.1152/ajpcell.1993.265.3.C792>

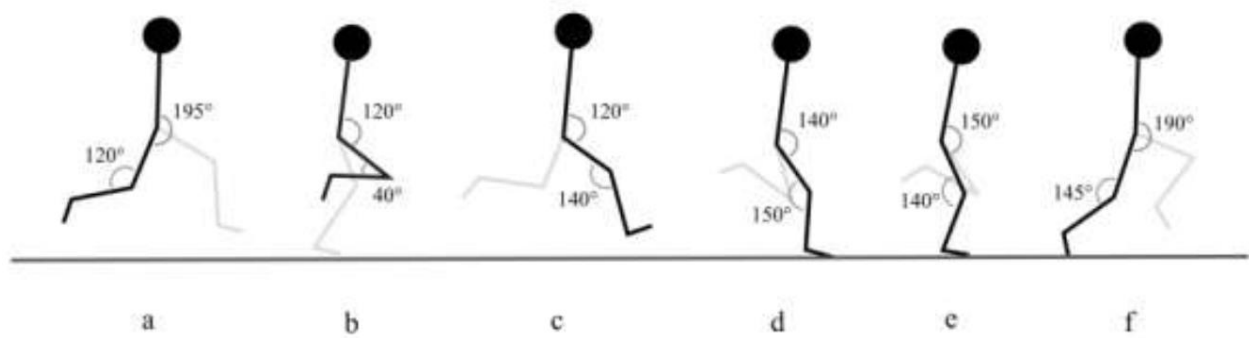
- Yoo, W.-G. (2013). Effect of Individual Strengthening Exercises for Anterior Pelvic Tilt Muscles on Back Pain, Pelvic Angle, and Lumbar ROMs of a LBP Patient with Flat Back. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(10), 1357-1358. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1357>
- Yu, B., Queen, R. M., Abbey, A. N., Liu, Y., Moorman, C. T., & Garrett, W. E. (2008). Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3121-3126. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.005>

## **Table des annexes**

---

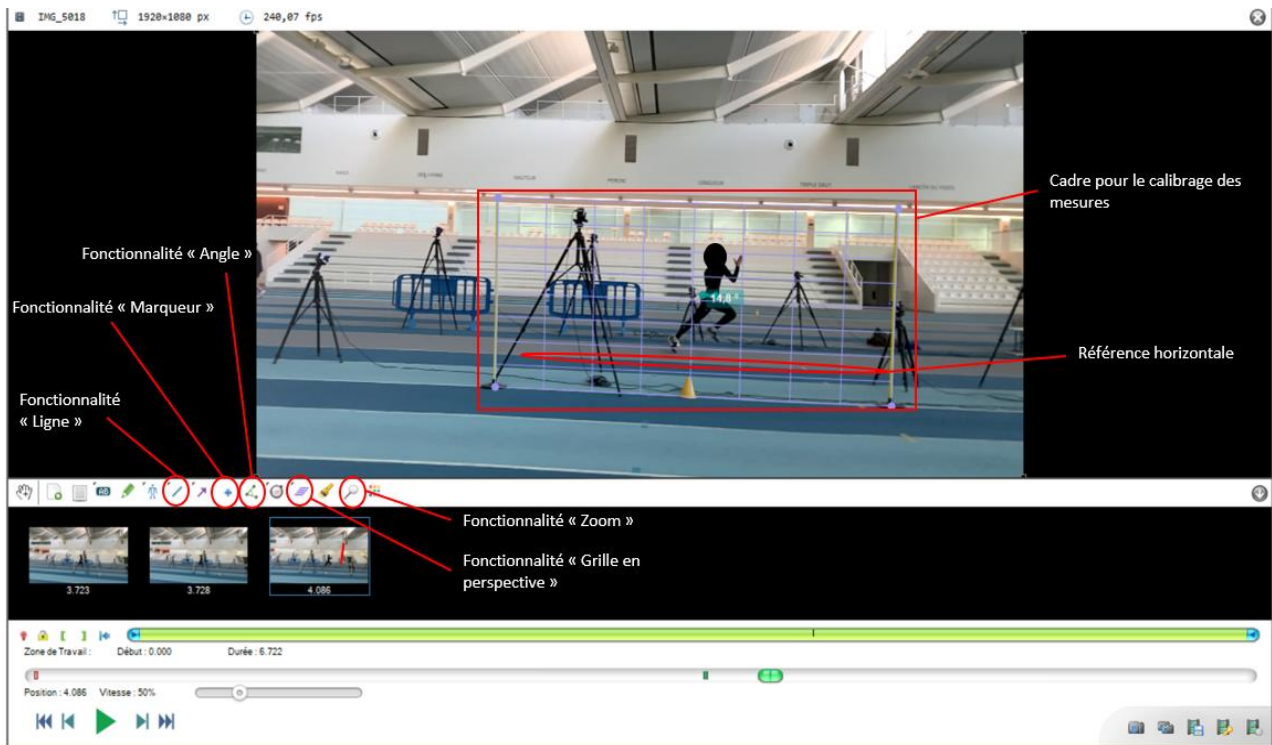
Annexe 1 : Les différentes phases du sprint.....	
Annexe 2 : Présentation du logiciel Kinovéa et des éléments de décors utilisés pour les mesures.....	
Annexe 3 : Exemple de marqueur utilisable en pratique .....	
Annexe 4 : Feuille de consentement .....	
Annexe 5 : Feuille de manipulation.....	

## Annexe 1 : Les différentes phases du sprint



a : Début de la phase d'envol ; b : Milieu de la phase d'envol ; c : Fin de la phase d'envol ; d : Début de la phase d'appui ; e : Milieu de la phase d'appui ; f : Fin de la phase d'appui. (Tiré de Kenneally-Dabrowski, Brown, Lai, et al., 2019)

## Annexe 2 : Présentation du logiciel Kinovéa et des éléments de décors utilisés pour les mesures



**Annexe 3 : Exemple de marqueur utilisable en pratique**



## Annexe 4 : Feuille de consentement

Annexe 2

### Formulaire de consentement éclairé

Caractérisation des coordinations musculaires des extenseurs de hanche

---

HAM\_STRAIN

Version 3 du 12/10/2021

**Lieu :** UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives  
25 bis boulevard Guy Mollet - 44300 Nantes  
  
Autorisation de lieu n° ARS-PDL/DAS/ASR/123/2016/44 (15/02/2016)

#### Investigateur principal :

Lilian Lacourpaille (Maître de Conférences, EA 4334, Université de Nantes)

#### Collaborateurs :

Antoine Nordez (Professeur des Universités, EA 4334, Université de Nantes)  
François Hug (Professeur des Universités, EA 4334, Université de Nantes)  
Simon Avrillon (ATER, EA 4334, Université de Nantes)

**Promoteur :** Université de Nantes, 1 quai de Tourville, 44000 Nantes

**Numéro ID RCB :** 2018-A02675-50

**Code** | | | | | | | | | |

Je soussigné(e) (prénom, NOM) \_\_\_\_\_ accepte librement et volontairement de participer au projet de recherche biomédicale intitulée « Caractérisation des coordinations des muscles extenseurs de la hanche » dont l'investigateur principal est le Dr Lilian Lacourpaille. J'ai reçu les informations

Version 3 du 12/10/2021

## Annexe 2

détaillées, résumées au recto, concernant la nature et le but de cette étude et ce qu'elle implique en pratique pour ma personne.

Je certifie que :

### 1. Informations

- j'ai été informé de l'intérêt et du déroulement de l'étude par oral et par écrit.
- j'ai pu poser toutes les questions utiles à ma bonne compréhension des informations reçues et j'ai obtenu des réponses claires et précises.
- j'ai bénéficié d'un temps de réflexion suffisant pour prendre ma décision, entre les informations et le consentement (i.e., 7 jours).

### 2. Interruption de la participation

- je suis libre de refuser de participer à cette étude.
- mon refus éventuel ne me causera aucun préjudice.
- j'ai parfaitement conscience que je peux interrompre à tout moment ma participation à cette recherche quelles que soient mes raisons et sans endosser aucune responsabilité. Cependant dans le cas échéant, je m'engage à en informer l'investigateur principal.
- je pourrais être exclu de l'étude si je ne respecte pas les termes du protocole ou si l'investigateur principal le juge nécessaire.

### 3. Obligations

- je suis affilié ou bénéficie d'un régime de sécurité sociale.
- je ne séjourne pas dans un établissement sanitaire ou social.
- je suis capable de comprendre le protocole et d'en respecter les modalités.
- je ne suis pas privé de liberté par une décision judiciaire ou administrative.

## Annexe 2

- je ne fais pas l'objet d'un régime de protection légale (mesure de tutelle, de curatelle ou de sauvegarde de justice).

### 4. Législation

- mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités à mon égard et je conserve tous mes droits garantis par la loi.
- j'ai compris que les données recueillies ayant trait à mon état de santé, à mes habitudes de vie, à ma situation administrative sont strictement confidentielles et ne peuvent être consultées que par le promoteur, mon médecin traitant, l'investigateur principal ainsi que les personnes qui collaborent à la recherche, ces personnes étant soumises au secret professionnel.
- selon les dispositions de la loi du 4 mars 2002, je serais informé des résultats globaux de l'étude par l'investigateur.
- en conformité avec la loi n° 2004-806 du 9 août 2004 relative à la politique de santé publique, le Comité de Protection des Personnes (CPP) 07/09/2019 a émis un avis favorable.

### 5. Informatisation des données

- j'accepte le traitement informatisé de mes données en conformité avec la loi « Informatique et Liberté » du 6 janvier 1978, modifiée par la loi n°94-548 du 1er juillet 1994 et 2002-303 du 4 mars 2002.
- les données enregistrées lors de cette étude seront anonymisées et resteront confidentielles. Leur consultation est exclusivement destinée aux personnes qui collaborent à la recherche désignées par l'investigateur principal.
- conformément aux dispositions de la loi relative à l'informatique aux fichiers et aux libertés (loi modifiée du 6 janvier 1978), à tout moment je dispose d'un droit d'accès et de rectification de mes données personnelles auprès des collaborateurs de

## Annexe 2

l'étude dont les coordonnées sont mentionnées dans ce document. Je dispose également d'un droit d'opposition à la transmission des données couvertes par le secret professionnel susceptibles d'être utilisées dans le cadre de cette recherche et d'être traitées.

- j'ai été informé que mes données personnelles seront rendues anonymes, avant d'être intégrées dans un rapport ou une publication scientifique.

### 6. Interdiction de participer à une autre étude et période d'exclusion

- j'ai été informé que je ne pourrai pas participer à une autre étude pendant ma participation à cette étude. Il n'est pas fixé de durée d'exclusion des personnes concernées par cette recherche ; il n'y a pas de suivi prolongé, ni d'effets rémanents à prévoir.

### 7. Protection des données

Conformément au Règlement Européen n°2016/679 sur la Protection des Données, vous pouvez :

- demander à avoir accès, à rectifier, à recevoir sous un format lisible numériquement ou à effacer les données vous concernant
- vous opposez au recueil et à la transmission de vos données ou limiter l'utilisation de vos données uniquement à cette étude ou à d'autres situations précises
- en cas de désaccord, procéder à une réclamation auprès de la Commission National de l'Informatique et des Libertés, 3 Place de Fontenoy - TSA 80715 - 75334 PARIS ou sur <https://www.cnil.fr/webform/adresser-une-plainte>

Vos données seront conservées jusqu'à la rédaction du rapport final de la recherche. Conformément à l'arrêté du 11 août 2008 fixant la durée de conservation par le promoteur et l'investigateur des documents et données relatifs à une recherche biomédicale autre que celle portant sur des médicaments à usage

Annexe 2

humain, elles seront ensuite archivées durant au moins 15 ans.

8. Signature

Je conserve un exemplaire de la note d'information et du présent formulaire de consentement.

Fait à Nantes le |\_|\_|-|\_|\_|-|\_|\_|\_|\_|

Signature précédée de la mention "lu, compris et approuvé" :

9. Signature de l'investigateur principal

Dr Lilian Lacourpaille

Fait à Nantes le |\_|\_|-|\_|\_|-|\_|\_|\_|\_|

Signature :

## Annexe 5 : Feuille de manipulation

Data collection sheet

Ciné\_sprint

Date :

Heure :

Code sujet :

Taille : cm

Masse : kg

DoB: / /

Niveau d'activité : hrs/s

Mail

Portable :

Genre : M  F

Jambe forte (balle) : D  G

Pas d'antécédents de blessures aux ischios jambiers/fessiers

Remarques :

---

### Mesures anthropométriques :

Longueur de jambe :

Largeur du genou :

Largeur de la cheville :

### Échauffement :

- ⇒ 2 tours de piste
- ⇒ 2 fois 10 squats
- ⇒ 2 fois 10 ponts ischios
- ⇒ 2 fois 10 fentes sautés
- ⇒ Gammes (talon-fesses, montée de genou, course jambe tendue)

Sprint :

- ⇒ 20m, 70%
  - ⇒ 20m, 80%
  - ⇒ 30m, 90%
-

**Installation des marqueurs :**

EIAS

EIPS

Face latérale de cuisses

Condyles fémorales externes

Face latérale de jambes

Malléoles externes

Talons

Pieds

**Calibration Vicon :**

⇒ Calibrage du modèle

⇒ Acquisition

**Sprint 1 :**

---

**Sprint 2 :**

## Résumé

---

### Validité du test du Kick-back pour l'évaluation de la cinématique lombo-pelvienne lors du sprint

**Introduction :** Un excès d'antéversion du bassin lors du sprint augmente le risque de blessure aux ischio-jambiers. L'objectif de ce travail était d'étudier la validité du test du Kick-back pour évaluer la cinématique lombo-pelvienne lors du sprint. Deux méthodes ont été testées : le test du Kick-back initial et le test du Kick-back modifié.

**Méthode :** 12 sujets ont réalisé des sprints de 30 mètres. Ces sprints ont été filmés par une caméra 2D, ce qui a permis d'évaluer le test du Kick-back. Les données des deux méthodes du test du Kick-back ont été comparées à des données obtenues par une analyse cinématique 3D évaluées sur le même sprint.

**Résultats :** Les résultats montrent une différence significative ( $P < 0,001$ ) et une absence de corrélation significative ( $p = 0,07$ ) entre le test du Kick-back initial et l'analyse cinématique 3D. Au contraire, ils montrent une corrélation significative pour le test du Kick-back modifié avec l'analyse cinématique 3D ( $p = 0,002$ ). De plus, aucune différence significative n'est retrouvée lorsqu'ils sont évalués en fin de phase d'envol ( $P = 0,08$ ), signifiant que ces deux méthodes évaluent les mêmes données à ce moment du sprint.

**Conclusion :** Le test du Kick-back modifié en fin de phase d'envol évalue donc la cinématique lombo-pelvienne lors du sprint, permettant ainsi de dépister un facteur de risque des lésions aux ischio-jambiers. Ce test pourrait également aider à développer des connaissances sur ce facteur de risque.

**Mots-clés :** ischio-jambiers, blessure, antéversion du bassin, facteur de risque, fin de phase d'envol

## Abstract

---

### **Validity of the Kick-back test for the evaluation of lumbopelvic kinematics during sprinting**

**Introduction:** Excessive anterior pelvic tilt during sprinting increases the risk of hamstring injury. The objective of this work was to study the validity of the Kick-back test to assess lumbopelvic kinematics during sprinting. Two methods were tested: the initial Kick-back test and the modified Kick-back test.

**Method:** 12 subjects performed 30-meter sprints. These sprints were filmed by a 2D camera, allowing to evaluate the Kick-back test. Data from the two methods of the Kick-back test were compared with data obtained by a 3D kinematic analysis evaluated on the same sprint.

**Results:** The results show a significant difference ( $P < 0.001$ ) and a lack of significant correlation ( $p = 0.07$ ) between the initial Kick-back test and the 3D kinematic analysis. On the opposite, they show a significant correlation for the modified Kick-back test with the 3D kinematic analysis ( $p = 0.002$ ). Moreover, no significant difference was found when they were evaluated at the end of the swing phase ( $P = 0.08$ ), meaning that these two methods evaluated the same data at this moment of the sprint.

**Conclusion:** So, the modified Kick-back test at the end of the swing phase evaluate the lumbopelvic kinematics during sprinting, thus allowing detection of a risk factor for hamstring injuries. This test could also help develop knowledge about this risk factor.

**Keywords:** hamstring, injury, anterior pelvic tilt, risk factor, end of the swing phase