

**Faculté des sciences de la motricité**

**Smartphone et intelligence artificielle  
pour la quantification de la cinématique  
du membre inférieur en course à pied.**

Auteurs : Cleymans Émeline et Gaspard Louise  
Promoteurs : Lambricht Nicolas et Peters-Dickie Jean-Louis  
Année académique 2023-2024  
Master en kinésithérapie et réadaptation [60.0] - KINE2M



Nous voulons, avant tout, exprimer notre reconnaissance envers notre promoteur Nicolas Lambrecht et notre co-promoteur Jean-Louis Peters-Dickie. Nous vous remercions de la confiance que vous nous avez accordée dans la réalisation de ce projet. Votre réactivité, vos conseils et votre soutien ont été des éléments clés dans la rédaction de notre mémoire. L'ensemble de ces qualités nous ont permis de rendre ce travail de fin d'études dans les temps et d'être sereines quant à la manière d'aborder la défense de celui-ci.

Nous souhaitons remercier le laboratoire NMSK de Woluwé et toute son équipe pour la libération de plages horaires dans leur local afin de réaliser nos expériences dans les plus brefs délais.

Un grand merci également aux 30 sujets de notre étude. Sans eux, ce mémoire n'aurait pas vu le jour. Nous sommes reconnaissantes du temps que vous avez libéré dans vos agendas pour venir nous aider.

Nous remercions l'UCLouvain et en particulier la Faculté des Sciences de la Motricité de nous avoir amenées à développer un esprit critique et de logique lors de ces quatre années d'études. Cela nous a permis d'avoir un regard scientifique lors de la lecture de nos articles ainsi qu'un enrichissement dans notre rédaction.

Nous voulons remercier l'intelligence artificielle qui nous a permis de vérifier la structure et la syntaxe de notre texte ainsi que la correction orthographique.

Enfin, nous tenons à remercier nos parents et proches pour leur soutien et leurs encouragements tout au long de cette année académique.

La réalisation de ce mémoire n'aurait pas été possible sans l'apport et le soutien de chacune de ces personnes et institutions. L'engagement envers ce projet a contribué de manière significative à son succès.

Louise et Émeline.

## Table des matières

Introduction.....	1
Matériel et méthode .....	6
1. Les sujets .....	6
2. Dispositif expérimental .....	7
2.1. Acquisitions avec deux systèmes en parallèle .....	7
2.2. Influence des vêtements .....	9
3. Traitement des données .....	9
3.1. Comparaison des deux systèmes .....	9
3.2. Influence des vêtements .....	12
Résultats .....	13
1. Comparaison des deux systèmes .....	14
2. Influence des vêtements .....	18
Discussion .....	21
1. Limitations .....	23
2. Perspectives.....	25
Conclusion .....	26
Bibliographie .....	28
Annexes .....	32
Fascicule.....	32
Comparaison de l'analyse du système de référence avec l'analyse vidéo en vêtement .....	33
Abstract.....	36

## Introduction

L'activité sportive la plus pratiquée dans le monde est la course à pied, mais c'est aussi celle qui est associée au plus grand nombre de blessures. De récentes recherches ont découvert une réelle corrélation entre les blessures liées spécifiquement à la course à pied et les schémas de la cinématique des membres inférieurs (1). Les blessures induites par la pratique de la course à pied sont dues à une mécanique de course anormale, un kilométrage trop important avec ou sans augmentation de la fréquence d'entraînement (2). Elles sont également liées à la technique de course (3). Cette dernière nous donne une appréciation de l'économie de course ainsi que des facteurs de performance (3). Les facteurs de blessures associés à la cinématique de course à pied sont la flexion de hanche, la flexion de genou et la dorsiflexion de cheville (4). La cinématique est l'étude de tous les mouvements possibles sans tenir compte de la cause du mouvement. Elle s'intéresse à la description du mouvement des objets comme la position, la vitesse, l'accélération et la trajectoire. Toutefois, elle ne doit pas être confondue avec la cinétique qui est un terme plus général relatif au mouvement. Elle s'intéresse davantage aux interactions entre les objets et leur environnement (5,6). Il est possible de diminuer les risques de blessures grâce à un retour donné en temps réel dans le but de modifier sa technique de course, l'efficacité de celle-ci ainsi que la qualité de l'entraînement (3,4). Bramah et al. (1) ont pu démontrer, grâce aux laboratoires de course à pied, que dans la plupart des cas de blessures des membres inférieurs, les sujets présentent différentes altérations de la cinématique de course. Ces altérations sont les suivantes : une plus grande chute du bassin (ceci est la mesure de l'angle d'adduction de la hanche en phase d'appui) ; une plus grande inclinaison du tronc vers l'avant pendant la phase d'appui (le bassin se trouve sur la même ligne verticale que le pied) ; un genou avec un degré d'extension proche de 180° lors du contact avec le sol ; ainsi qu'une cheville en hyperdorsiflexion lors de l'attaque du talon au sol (1). Il existe autant de manières de courir qu'il existe d'êtres humains sur terre. Cependant, nous remarquons que l'ensemble des caractéristiques indiquées ci-dessus n'offre pas une course efficace et performante, ce qui explique qu'une ou plusieurs de ces composantes sont régulièrement retrouvées chez le coureur à pied blessé (1). À l'inverse, Pediscis et al. (7) expliquent que le plus grand avantage de la course à pied est qu'elle réduit les

risques cardio-vasculaires, augmente l'endorphine et diminue la mortalité due aux cancers. Il s'ensuit alors de trouver un équilibre, afin de bénéficier des avantages de la course à pied sans être freiné par ses inconvénients.

Actuellement, la référence pour analyser la course à pied est l'analyse en trois dimensions (3D) réalisée en laboratoire (4,8,9). Cette analyse 3D repose sur des caméras à grande vitesse qui détectent la position des marqueurs réfléchissants placés sur des repères anatomiques. Grâce à des modèles multicorps validés, les positions, vitesses et accélérations des différentes articulations sont calculées dans les trois plans de l'espace (4). Dans un premier temps, nous pourrions penser qu'il est primordial d'effectuer ces analyses 3D en laboratoire afin de contribuer au mieux à l'amélioration de la performance lors de la course à pied et de diminuer davantage le risque de blessures (8). Néanmoins, ces analyses sont demandeuses d'expertise, de temps et d'argent d'autant plus que chaque lieu n'est pas en mesure de disposer d'un laboratoire de course à pied et tout en sachant qu'il est possible d'observer la majorité des anomalies à l'œil nu (4,8–11).

Colyer et al. (11) marquent un point d'attention sur le fait que le port de capteurs peut porter préjudice à l'analyse de la course à pied en laboratoire. Effectivement, lors d'une analyse en laboratoire, le sujet n'est pas habillé de la même manière que lors d'un entraînement de course à pied et cela peut fausser l'analyse car le sujet pourrait être amené à modifier sa manière de courir. En effet, avec un système d'analyse 3D, le sujet est obligé de réaliser la tâche en sous-vêtements ou alors porter des vêtements proches du corps. Il faut aussi prendre en compte que courir sur un tapis n'est pas habituel, de plus qu'imposer une vitesse de course impacte la cinématique des membres inférieurs (10). Il existe différentes techniques d'analyse de la course à pied : en laboratoire à l'aide de marqueurs phosphorescents aussi bien en 2D (deux dimensions) qu'en 3D ; une analyse en 2D ou 3D sans marqueurs ; et une analyse sur smartphone à l'aide d'une application. Dans cette étude, les techniques utilisées sont l'analyse de la course à pied à l'aide du système de référence en 3D qui utilise les marqueurs phosphorescents simultanément avec l'analyse sur smartphone. L'utilisation des deux systèmes d'analyses en parallèle va nous permettre une synchronisation des données plus harmonieuse.

Un grand nombre d'études se sont penchées sur ce sujet et il a été démontré que dans la plupart des cas, l'analyse en 2D a ses avantages et ses limites que nous

allons vous décrire ci-dessous. Cependant, par soucis de facilité, de rapidité et de disponibilité, elle devient de plus en plus utilisée (12).

L'analyse de la cinématique en 2D offre une alternative à l'analyse de référence puisqu'elle ne nécessite qu'une caméra. Ce moyen d'analyse est de plus en plus utilisé dans le monde scientifique étant donné son efficacité et sa disponibilité.

Avec la technologie actuelle, Van Hooren et al. (13) ont montré que grâce à une vidéo prise par un smartphone ainsi que l'application OpenPose à l'aide d'une série d'algorithmes, celle-ci peut reconnaître automatiquement les segments anatomiques et recréer, grâce à ceux-ci, les articulations afin d'objectiver la technique de course (13). Ce concept est facilement transportable, moins coûteux, accessible, nécessite moins d'expertise et donc facilite son utilisation (4,10,14). Dans cette étude, nous avons utilisé le logiciel OpenPifPaf en raison de sa performance et de sa facilité d'utilisation, mais aussi parce qu'il a été développé pour fonctionner efficacement même dans des conditions difficiles telles que la faible résolution et dans des scènes encombrées et occultées (15,16). De plus, une récente étude menée dans le laboratoire NMSK (Neuro Musculo Skeletal Lab) de Woluwé a conclu que l'application OpenPifPaf communique des informations précieuses sur la cinématique des articulations lors de sauts et assure la simplicité de son utilisation, la rendant accessible dans la pratique clinique. Cette étude a été soumise en vue d'être publiée.

Une des branches importantes de la kinésithérapie est l'analyse de mouvement (17). Les sciences du mouvement utilisaient soit la vision, soit des vidéos que le clinicien annotait manuellement selon l'objectif recherché. L'atout de cette démarche est la facilité d'utilisation, l'utilité d'un complément afin d'évaluer le patient ainsi qu'une grande satisfaction reconnue chez les coureurs blessés ou non (17–19).

Il faut savoir que, comme Souza et al. (10) l'ont décrit, ce que l'on observe sur un tapis de course de laboratoire est proche de ce que l'on voit en réalité. Cependant, un tapis de course est équipé de capteurs de forces des réactions du sol, c'est grâce à ces capteurs que l'on peut déterminer la cinématique par dynamique inverse. Notons que sur un tapis de course, nous avons une constance indéniable sur la vitesse à laquelle notre sujet court, ce qui nous permet d'avoir une série de cycles de course réguliers et non impactés par des éléments extérieurs. Il est important de noter les différents résultats d'analyse des chercheurs suivants.

Souza et al. (10) et Hensley et al. (17) mettent en garde sur le positionnement du smartphone, ainsi que les paramètres d'enregistrement qui doivent être strictement standardisés par souci de fiabilité. Reinking et al. (8) insistent également sur l'entraînement des expérimentateurs quant au placement des marqueurs. D'après Barret et al. (20) et Leporace et al. (21), l'analyse du mouvement en 2D est fiable et valide lors d'une analyse de la cinématique du membre inférieur. Mais, Mousavi et al. (4) démontrent que dans le plan sagittal du genou et de la cheville, cette validité a tendance à chuter par rapport à une analyse 3D réalisée en laboratoire. En effet, la réalisation d'une analyse vidéo dans le plan sagittal ou frontal apporte quelques différences de précisions surtout lors de la capture des rotations. Néanmoins, celle-ci offre une approche empirique d'évaluation du déplacement dans les plans frontal et sagittal et peut annoncer un risque de blessure des membres inférieurs (8). L'étude de Schuur et al. (22) a montré un niveau d'évidence 3 à ce sujet. Elle suggère qu'il est possible de fournir une méthode pragmatique d'évaluation du déplacement de l'articulation dans le plan sagittal, ainsi que le risque de blessure des membres inférieurs, le tout malgré un manque de précision et de capacité à capturer les rotations. Ces derniers ont montré que l'analyse 2D était comparable à celle en 3D pour quantifier la cinématique du plan sagittal de la hanche, du genou et de la cheville pendant la course. D'ailleurs, Leporace et al. (21) ont montré que, dans le plan sagittal, la flexion du genou pendant la phase d'appui ainsi que les angles de la cheville lors du premier contact avec le tapis donnent une validité élevée. Damsted et al. (18) se sont d'ailleurs intéressés quant à la fiabilité inter et intraobservatrice de l'analyse vidéo en 2D. Ils observent, pour la flexion du genou, une différence allant de 3° à 6° en intraexamineur et une différence allant de 6° à 8° en extraexamineurs. Martinez et al. (23) ont aussi démontré que des prédictions précises peuvent être faites sur les variables cinématiques en 2 dimensions (2D). En effet, ils ont observé une différence de 2° à 5° entre les différentes variables cinématiques en 2D par rapport aux mesures en 3D.

La conclusion de Barret et al. (20) et Van Hooren et al. (13) est qu'une analyse 2D est une intervention pouvant être utilisée par les cliniciens en kinésithérapie ambulatoire pour aider à une élaboration du plan de traitement. Malgré tous les avantages cités ci-dessus, l'analyse 2D est peu répandue chez les kinésithérapeutes.

Dès lors, nous avons mené une étude de fiabilité au laboratoire afin de répondre à la question suivante : « Peut-on obtenir des résultats comparables à ceux de l'analyse de référence en utilisant une analyse vidéo réalisée à l'aide de l'application OpenPifPaf et filmée par un smartphone ? »

## Matériel et méthode

Le but de cette étude est d'étudier la validité et la fiabilité de la capture vidéo d'un coureur par un smartphone dans le plan sagittal et de l'analyse de la course à pied à partir du réseau de neurones OpenPifPaf. La fiabilité se définit comme la capacité des mesures à être reproduites, exprimant ainsi non seulement leur corrélation, mais également leur concordance. En termes mathématiques, elle se calcule comme le rapport entre la variance réelle et la somme de la variance réelle avec la variance d'erreur (24,25). La validité, elle, est une évaluation globale des preuves d'interprétation et d'utilisation appropriées des résultats de tests. Elle résume la force de l'argumentation pour et contre l'interprétation et l'utilisation proposées des résultats de tests (26).

Le comité d'éthique hospito-facultaire de l'UCLouvain a approuvé ce projet d'étude le 17 avril 2023 (B403201523492). Cette étude est menée dans le laboratoire d'analyse du mouvement de NMSK. Avant chaque expérience, chaque sujet a dû signer un document de consentement dans lequel se trouvaient l'objectif de l'étude, la manière dont les données allaient être récoltées, la garantie d'anonymat, l'accord du comité d'éthique et le fait que chaque sujet était assuré en cas de quelconque blessure lors de l'expérience.

### 1. Les sujets

Pour cette expérience, nous avons pour cible des hommes et des femmes âgés de 18 à 44 ans sans antécédents de blessures au niveau des membres inférieurs dans les six derniers mois ni d'atteintes sévères au niveau du genou, et capables de courir à 13 km/h pendant au moins 3 minutes. Nous avons créé un fascicule (*voir annexe*) reprenant ces informations afin de trouver des personnes voulant participer à notre expérience. Celui-ci a été posté sur les réseaux sociaux et envoyé à différents professionnels de la santé ainsi qu'à certains clubs sportifs. Trente sujets ont été recrutés pour l'étude. L'échantillon est composé de 15 hommes (23,1 +/- 4,3 ans, 1,83 +/- 0,08 m, 71, +/- 8,4 kg) et de 15 femmes (23,1 +/- 3,8 ans, 1,71 +/- 0,09 m, 61,7 +/- 6,9 kg) majoritairement jeunes, caucasiens et en bonne condition physique.

## 2. Dispositif expérimental

Chaque sujet a couru sur un tapis de course à 9 km/h et 13 km/h à deux reprises. Lors du premier passage, le but était de comparer les mesures obtenues par un système optoélectronique, qui est souvent utilisé comme référence pour l'analyse du mouvement, avec celles obtenues en utilisant une vidéo de smartphone. Dans cette expérience, le smartphone est placé à gauche du sujet. Lors du second passage, le but était d'étudier l'impact des vêtements sur les mesures réalisées sur base d'une vidéo de smartphone. Les enregistrements ont toujours été réalisés pendant 30 secondes, lorsque les sujets étaient à l'aise après une courte période d'adaptation à la vitesse de course sur tapis.

### 2.1. Acquisitions avec deux systèmes en parallèle

Il a été demandé aux sujets de porter des sous-vêtements proches du corps et de ne garder que ces sous-vêtements et leurs chaussures de course. Dix-huit marqueurs réfléchissants aux infrarouges (IR) ont été placés par le même expérimentateur sur les sujets, en suivant le modèle « plug-in-gait lower-body + shoulder » utilisé au sein du laboratoire NMSK lors de l'analyse de la marche. Les repères utilisés sont montrés schématiquement à la *Figure 1* et sont les suivants : bords externes des acromions, épines iliaques postéro-supérieures et antéro-supérieures, 1/3 supérieur et inférieur de la cuisse, épicondyles latéraux du fémur, 1/3 supérieur et inférieur de la jambe, malléoles externes, têtes des deuxième métatarsiens et le talon (à la même hauteur que ceux posés sur les têtes des deuxième métatarsiens). Les deux marqueurs de chaque pied ont été posés sur les chaussures en essayant de respecter au mieux le placement recommandé.

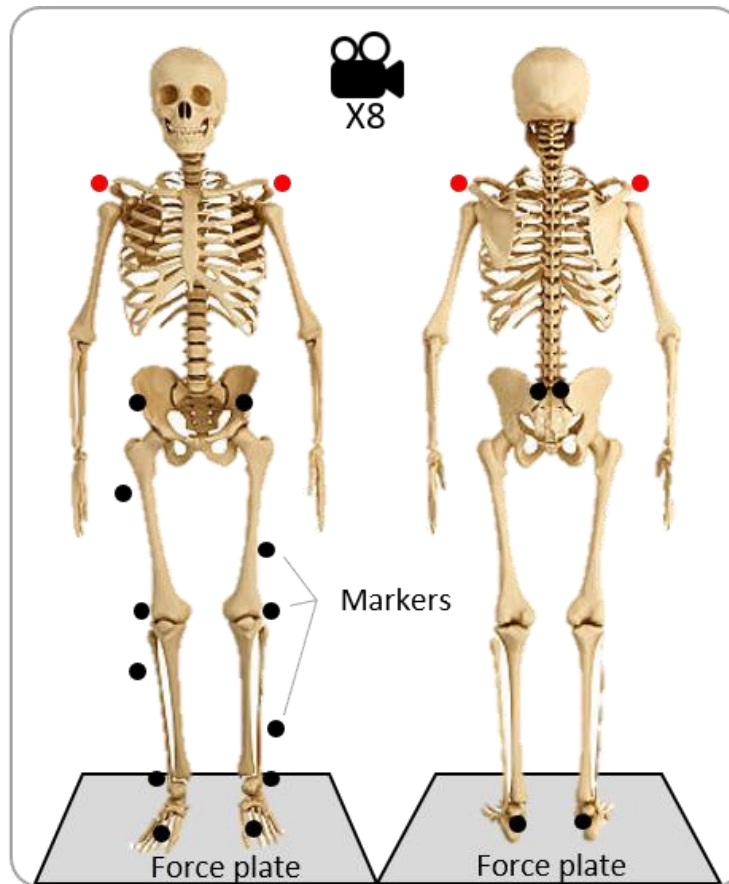


Figure 1 : Localisation schématique des différents marqueurs réfléchissants. Marqueurs noirs = modèle plug-in-gait lower body de Nexus. Marqueurs rouges = marqueurs ajoutés au niveau des épaules.

Lors des courses à 9 km/h et 13 km/h, le mouvement a été capturé par deux systèmes en parallèle.

Tout d'abord, le système optoélectronique du laboratoire d'analyse du mouvement NMSK composé de huit caméras Vicon (100 Hz), notre référence, permet d'obtenir les coordonnées spatiales des marqueurs réfléchissants avec une grande précision. En parallèle, une vidéo de la course est enregistrée avec un smartphone (iPhone12, 60 Hz, x0.5, 1080x1920 pixels) fixé sur un pied perpendiculairement au plan sagittal du sujet, à 3 mètres de distance de celui-ci et à 1,2 mètre du sol. Comme les deux systèmes sont indépendants l'un de l'autre, il a été demandé aux sujets de réaliser un « talon-fesse », c'est-à-dire d'amener son talon gauche le plus proche possible de ses fesses, environ deux secondes après le début de l'enregistrement. Cette manœuvre permet de pouvoir synchroniser temporellement les deux systèmes et de comparer les mêmes cycles.

## 2.2. Influence des vêtements

Les marqueurs réfléchissants ont ensuite été retirés des participants et il leur a été demandé de mettre les vêtements qu'ils portent habituellement pour courir. Des vidéos smartphone ont à nouveau été enregistrées pour les sujets lors de la course sur tapis à 9 km/h et 13 km/h. Cette fois-ci, comme le smartphone était le seul système d'acquisition, le « talon-fesse » n'a pas été pas nécessaire.

## 3. Traitement des données

À l'exception du logiciel Nexus qui a permis d'obtenir les coordonnées des marqueurs réfléchissants, le traitement des données a été réalisé en python (version 3.10). Les analyses ne portent que sur le côté gauche des participants, le smartphone filmant uniquement de ce côté du tapis.

### 3.1. Comparaison des deux systèmes

Les angles articulaires de la cheville, du genou et de la hanche au cours des cycles de course ont été calculés sur base des données du système optoélectronique ainsi que sur base de vidéo. La *Figure 2* représente schématiquement les différentes étapes permettant de comparer les mesures réalisées par les deux systèmes.

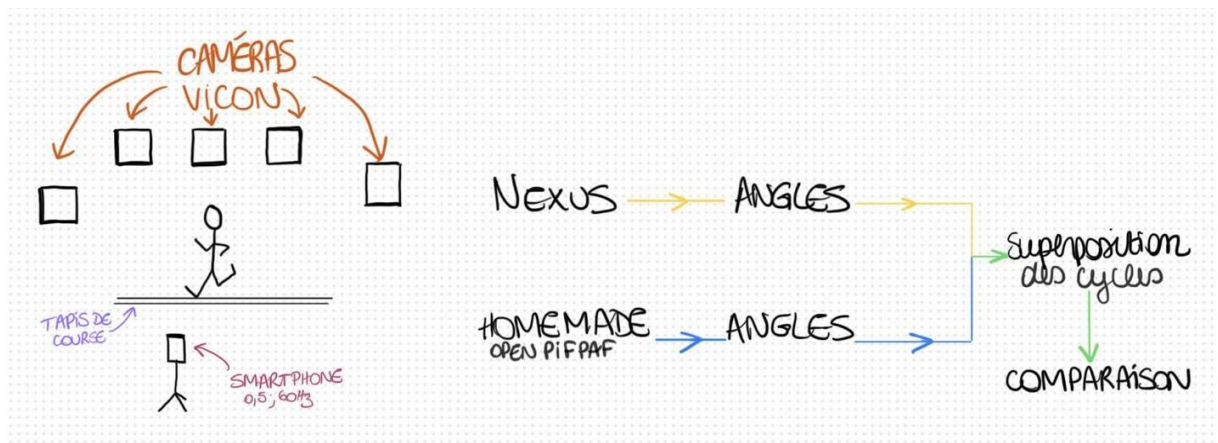
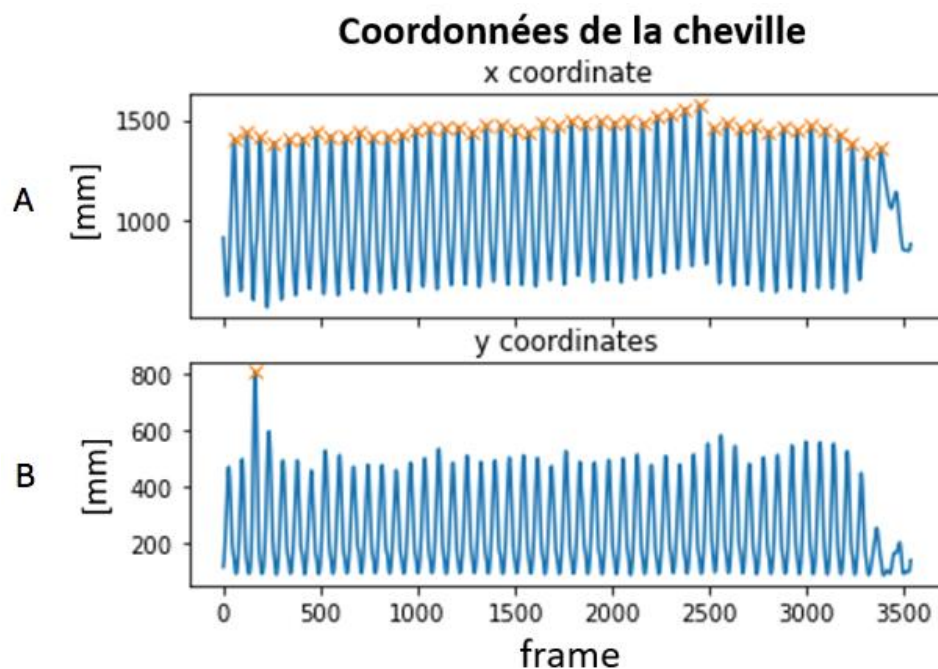


Figure 2 : Schématisation résumée de l'acquisition des données et du traitement de celles-ci.

Pour le système optoélectronique, les trajectoires de différents marqueurs réfléchissants ont été reconstruites grâce au logiciel Nexus. Les éventuelles valeurs manquantes à la suite de la non-détection de marqueurs sur une ou plusieurs images ont été assignées grâce à des méthodes d'interpolation propres au logiciel. Les trajectoires finales des marqueurs ont été exportées.

Un marqueur fictif au niveau de la hanche a été ajouté en prenant les équations du modèle de Newington-Gage, utilisées dans le modèle « plug-in-gait lower-body ». Les angles articulaires ont été calculés sur base des coordonnées spatiales dans le plan sagittal des marqueurs au niveau de la base du 2<sup>e</sup> métatarsien, de la malléole externe, de l'épicondyle externe du fémur, du marqueur fictif de la hanche et de l'épaule.

Les cycles de course ont été découpés sur base de l'hypothèse que le marqueur au niveau de la cheville atteignait son déplacement horizontal maximum à chaque attaque au niveau du sol (voir *Figure 3A*). L'événement pour la synchronisation (le « talon-fesse ») a été mis en évidence par une valeur particulièrement élevée due à la position verticale du marqueur de la cheville (voir *Figure 3B*). Pour les 30 cycles suivants le « talon-fesse », les angles pour les articulations de la cheville, du genou et de la hanche ont à nouveau été échantillonnés à chaque pourcentage du cycle et les valeurs moyennes ont été calculées (voir *Figure 4A*).

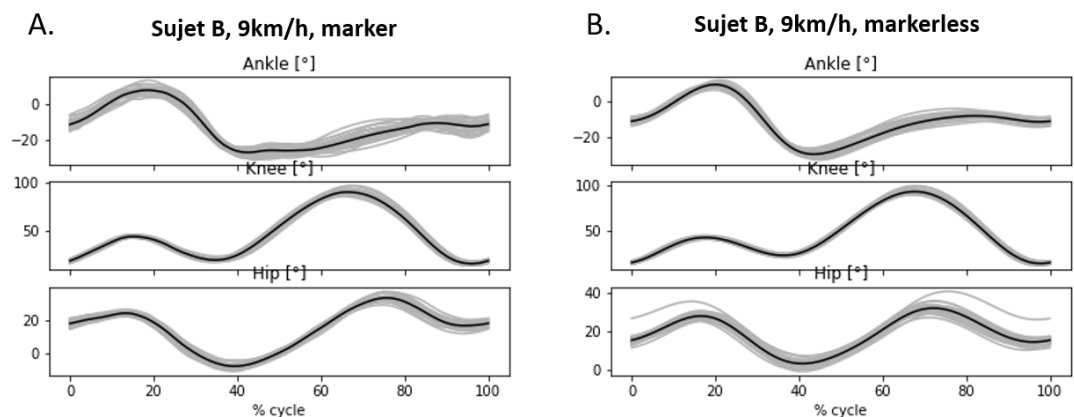


*Figure 3A : Impact du talon sur le tapis de course lors des 30 cycles de course.*

*Figure 3B : Position verticale du marqueur de la cheville utile pour la synchronisation, la marque indique le moment du « talon-fesse ».*

Chaque vidéo a été traitée par le réseau de neurones pour la détection de pose humaine OpenPifPaf. Ce traitement permet d'obtenir, sans marqueurs, les coordonnées de l'hallux, de la cheville, du genou, de la hanche et de l'épaule. Le même programme que celui utilisé avec les coordonnées des marqueurs a été utilisé pour obtenir les angles des articulations de la cheville, du genou et de la hanche sur base des coordonnées OpenPifPaf. Les éventuelles données manquantes dans les coordonnées avaient préalablement été assignées par interpolation quadratique.

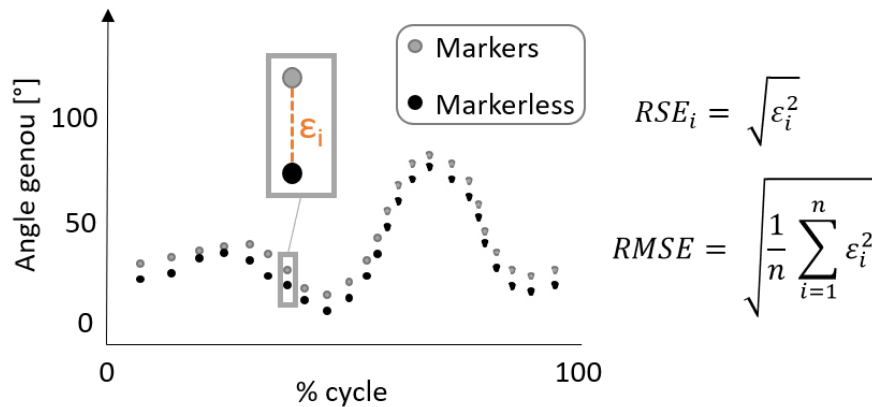
L'événement pour la synchronisation (le « talon-fesse ») a été mis en évidence également sur base de la position verticale de la cheville et les cycles ont été découpés sur base de sa position horizontale. Pour les 30 cycles suivant le « talon-fesse », les angles pour les articulations de la cheville, du genou et de la hanche ont à nouveau été échantillonnés à chaque pourcentage du cycle et les valeurs moyennes ont été calculées (voir *Figure 4B*).



*Figure 4 : Angles des articulations de la cheville, du genou et de la hanche à 9 km/h sur un sujet. (A) avec des marqueurs réfléchissants et (B) sans marqueurs réfléchissants et en tenue habituelle de sport.*

Le but de l'étude étant de voir si les valeurs calculées sur base d'une vidéo de smartphone sont proches des valeurs mesurées par le système de référence, une première approche visuelle a été employée. Les valeurs moyennes au cours des cycles des différents sujets ont été regroupées. Une courbe moyenne globale ainsi que l'écart-type associé ont été représentés graphiquement pour chacun des deux systèmes. Ensuite, afin de mieux appréhender les différences entre les deux systèmes au cours du cycle, la racine de l'erreur quadratique (RSE) a été calculée pour chaque pourcentage de cycle ainsi que pour chacun des sujets et le tout représenté graphiquement. Finalement, pour obtenir une quantification, les erreurs

quadratiques moyennes (RMSEs) entre les deux systèmes pour la cheville, le genou et la hanche ont été calculées pour chacun des participants à chacune des deux vitesses. La *Figure 5* montre comment la RSE et la RMSE sont calculées pour le genou. La valeur moyenne des RMSEs ainsi que l'écart-type ont été calculés et la distribution des RMSEs a été représentée à l'aide de graphes en violon.



*Figure 5 : Détails du calcul de la RSE et RMSE pour l'articulation du genou.*

### 3.2. Influence des vêtements

Le traitement des vidéos lorsque les participants couraient avec leurs vêtements a été identique à celui expliqué ci-dessus, lorsque les participants étaient filmés en sous-vêtements, à l'exception près qu'il n'y avait pas de « talon-fesse » et que 30 cycles étaient pris aléatoirement.

La même méthodologie que celle utilisée pour comparer la vidéo au système de référence a été utilisée, mais cette fois pour comparer les résultats obtenus sur base d'une vidéo avec des vêtements de course par rapport à ceux d'une vidéo en sous-vêtements.

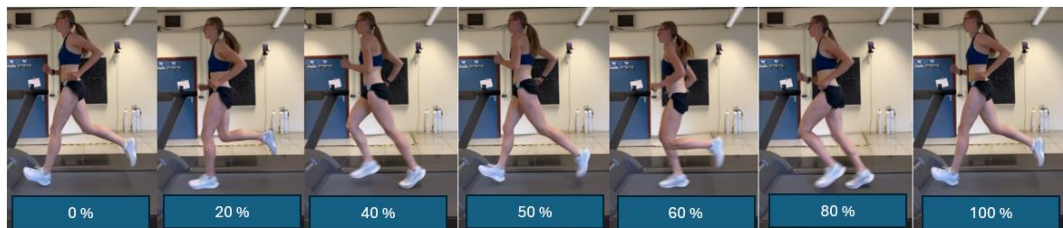
## Résultats

Les courbes de cinématique articulaire obtenues avec les différents systèmes ont été comparées les unes aux autres pour trois configurations différentes. À chaque fois, les courbes de RSE au cours du cycle et la RMSE sur tous les sujets à chaque pourcentage de cycle permettent de mettre en évidence d'éventuels moments dans le cycle où les erreurs entre les systèmes sont plus ou moins importantes. Ensuite, concernant la distribution des RMSEs sur tous les sujets, celle-ci et l'écart-type permettent d'avoir une idée plus globale de la ressemblance des courbes sur le cycle complet. Plus la valeur moyenne est petite et l'écart-type est faible, plus les courbes obtenues par les deux systèmes sont proches, et ce, pour tous les sujets. À l'inverse, la présence d'un écart-type plus important montre la présence d'une plus grande hétérogénéité entre les sujets. Finalement, des valeurs aberrantes (outliers) montrent que l'analyse ne fonctionne pas avec un sujet ou qu'il y a eu un problème lors du traitement des données.

Premièrement, nous avons comparé les angles obtenus par notre système de référence (noté « Vicon ») à ceux des analyses vidéo (noté « vidéo »), lorsque le sujet portait les marqueurs sur lui (noté « en sous-vêtements » dans les *figures* et *tableaux*). Celle-ci sera appelée « comparaison des deux systèmes ». Deuxièmement, les valeurs obtenues à la suite des analyses vidéo en sous-vêtements par rapport aux analyses vidéo lorsque le sujet portait ses vêtements de course à pied (noté « en vêtements » dans les *figures* et *tableaux*). Celle-là sera appelée « influence des vêtements ». La troisième comparaison se réalise entre le Vicon en sous-vêtements et l'analyse vidéo en vêtements de course. Cette dernière ne répondant pas directement à nos questions de recherche, son explication ainsi que ses schémas relatifs se trouvent en annexe.

Afin d'améliorer la compréhension de certaines figures présentées dans ces résultats, voici la manière dont un cycle de course est analysé. Pour rappel, la caméra étant placée à gauche du sujet, lorsque nous donnons des indications sur le cycle, nous parlons du côté gauche. Le cycle de course débute à partir du moment où le talon gauche du sujet entre en contact avec le tapis de course (0 %) et se termine lorsque ce même talon touche une seconde fois le tapis (100 %). 20 % du cycle correspondent au moment où le pied gauche est totalement en contact avec le

tapis, c'est aussi à ce moment-là que la jambe gauche supporte tout le poids du corps. 40 % correspondent à la fin de contact du pied avec le tapis, c'est également le moment où le genou est en extension et précède la phase aérienne. 50 % sont considérés comme le moment où le sujet n'a aucun contact avec le tapis. 60 % sont le moment où le genou gauche est en flexion maximale et c'est également le moment où tout le poids du corps est porté exclusivement par la jambe droite. 80 % sont le moment où la jambe gauche se prépare à nouveau à toucher le tapis, les trois articulations sont en flexion (*Figure 6*).



*Figure 6 : Représentation imagée d'un cycle de course.*

Les RMSEs par articulation, moyennée sur tous les points temporels et participants aux deux vitesses, sont représentées dans le *Tableau 1* pour la première comparaison et dans le *Tableau 2* pour la seconde comparaison.

### 1. Comparaison des deux systèmes

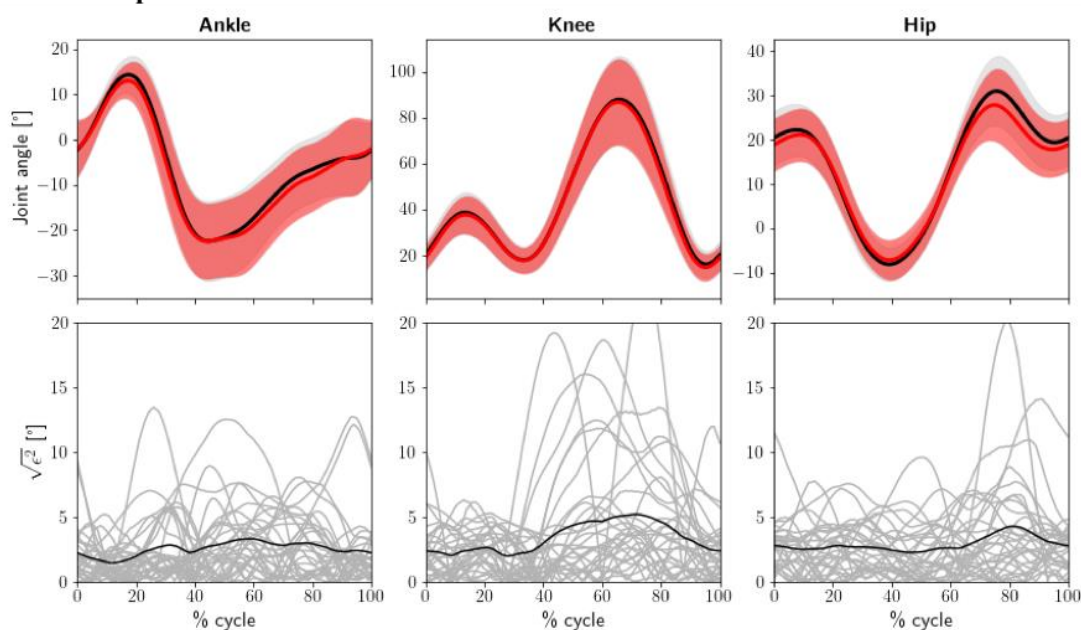
Voici les graphiques comparant le Vicon (trait plein noir) avec l'analyse vidéo (trait plein rouge) toutes deux réalisées en sous-vêtements et aux allures de 9 km/h (*Figure 7A*) et 13 km/h (*Figure 7B*).

Lorsqu'on s'intéresse au genou, quelle que soit la vitesse de course des sujets, l'allure des courbes se ressemble. En regardant de plus près la courbe de la RSE, nous observons qu'aux deux vitesses, il y a une augmentation du degré d'erreur lorsque le sujet s'apprête de nouveau à toucher le tapis. En effet, l'erreur passe de 1,9° à 4,1° à 9 km/h et de 1° à 6,2° à 13 km/h. La *Figure 8* montre la distribution des RMSEs et l'étendue de l'erreur sur un graphe en violon qui est dense et petite lorsque les sujets courent à 9 km/h ( $3^\circ \pm 1,1^\circ$ ), mais plus étroite et étendue lorsque les sujets courent à 13 km/h ( $3,6^\circ \pm 2,6^\circ$ ). Cela indique que le degré d'erreur est plus faible lorsque les participants courent à 9 km/h.

Lorsque nous nous intéressons à la cheville, l'allure des différentes courbes concernant l'angle articulaire est différente. À 9 km/h, la RSE est constante de 0 à 20 %. De 35 à 40 %, il y a une augmentation de l'erreur sur l'ensemble des cycles, celle-ci diminue au niveau de base après 40 %. Lorsque la vitesse est de 13 km/h, la RSE est constante de 0 à 60 % du cycle, pour se résorber à 95 % du cycle. La RMSE indique une erreur de  $3,5^\circ \pm 1,2^\circ$  lors de la course à 9 km/h et de  $3,5^\circ \pm 1,1^\circ$  à 13 km/h. Cela est visible sur les graphes en violons, ceux-ci étant petits et peu étendus.

D'un point de vue de la hanche, quelle que soit la vitesse, nous avons une allure similaire si nous regardons l'analyse de référence. De même pour l'analyse vidéo, nous voyons qu'il y a peu de moments où les courbes sont en accord. En effet, quand nous regardons la courbe de la RSE, l'erreur n'est pas inférieure à  $4^\circ$  dans les deux situations. À 9 km/h, l'erreur augmente de 0 à 40 % du cycle pour ensuite diminuer jusqu'à la fin de celui-ci. À 13 km/h, l'erreur débute à  $3,8^\circ$  pour augmenter jusqu'à  $8^\circ$  de 20 à 40 % du cycle. Elle diminue de 40 à 60 % du cycle pour ensuite réaugmenter de 60 à 80 % du cycle et termine par être constante après 80 % du cycle. La RMSE indique une étendue de l'erreur plus importante lors de la course à 13 km/h ( $6,3^\circ \pm 2,5^\circ$ ) comparée à une course à 9 km/h ( $5,7^\circ \pm 1,7^\circ$ ).

### A. Graphes obtenus lors de la course à 9 km/h.



### B. Graphes obtenus lors de la course à 13 km/h.

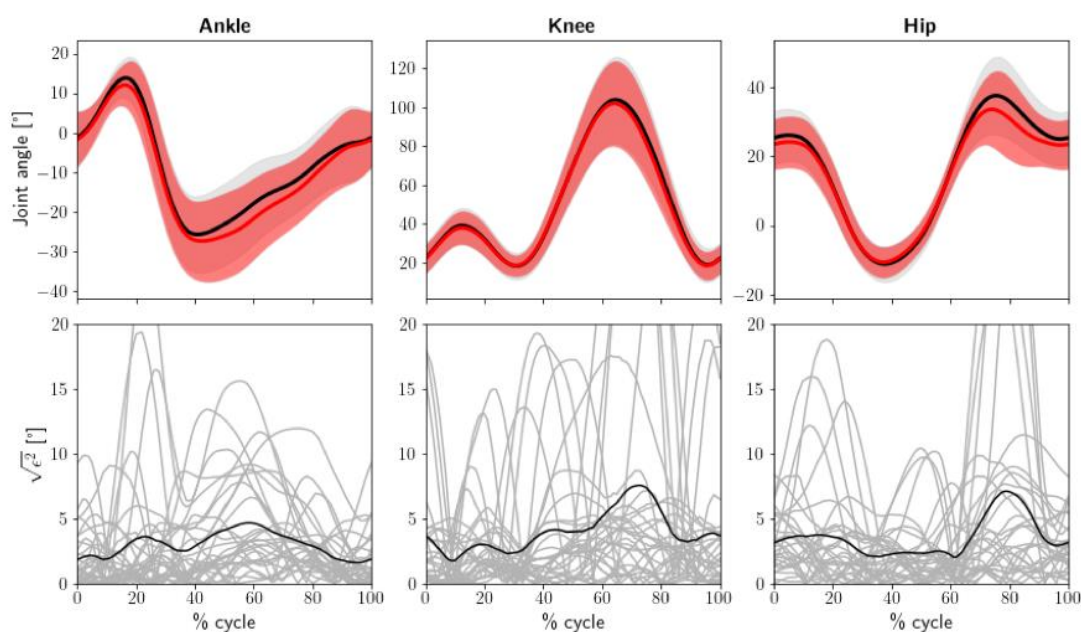


Figure 7 : Graphes obtenus lors de la course à (A) 9 km/h et (B) 13 km/h.

En haut : Angles articulaires pour les trois articulations au cours du cycle de course. Les valeurs obtenues par le Vicon en sous-vêtements sont en traits pleins noirs alors que les valeurs obtenues par la vidéo en sous-vêtements sont en traits pleins rouges. Les écarts-types de ces deux analyses sont en nuages de couleurs respectives.

En bas : RSE pour les trois articulations au cours du cycle de course. Les lignes grisées représentent les courses de chacun des sujets et la ligne noire représente la moyenne de celles-ci.

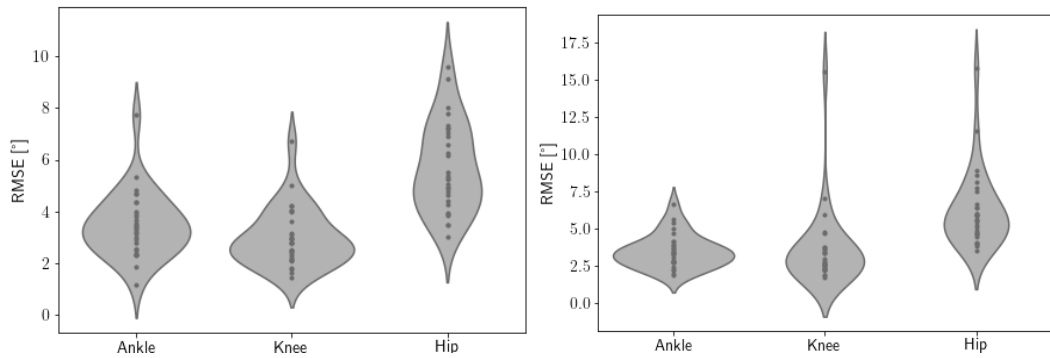


Figure 8 : Distribution des RMSEs représentées par un graphe en violon pour les trois articulations lors de la course. Ces graphes comparent les valeurs obtenues lors de la comparaison entre le Vicon en sous-vêtements aux valeurs obtenues lors de la vidéo en sous-vêtements. À droite : lors de la course à 9 km/h. À gauche : lors de la course à 13 km/h.

#### RMSEs ± Écarts-types

##### 9 km/h

Cheville	$3,5^{\circ} \pm 1,2^{\circ}$
Genou	$3,0^{\circ} \pm 1,1^{\circ}$
Hanche	$5,7^{\circ} \pm 1,7^{\circ}$

##### 13 km/h

Cheville	$3,5^{\circ} \pm 1,1^{\circ}$
Genou	$3,6^{\circ} \pm 2,6^{\circ}$
Hanche	$6,3^{\circ} \pm 2,5^{\circ}$

**Tableau 1.** Moyenne ± Écarts-types RMSE (°) par articulation, moyennée sur tous les points temporels et participants à 9 km/h et à 13 km/h. Ce tableau compare le Vicon à la vidéo lorsque les sujets sont en sous-vêtements.

## 2. Influence des vêtements

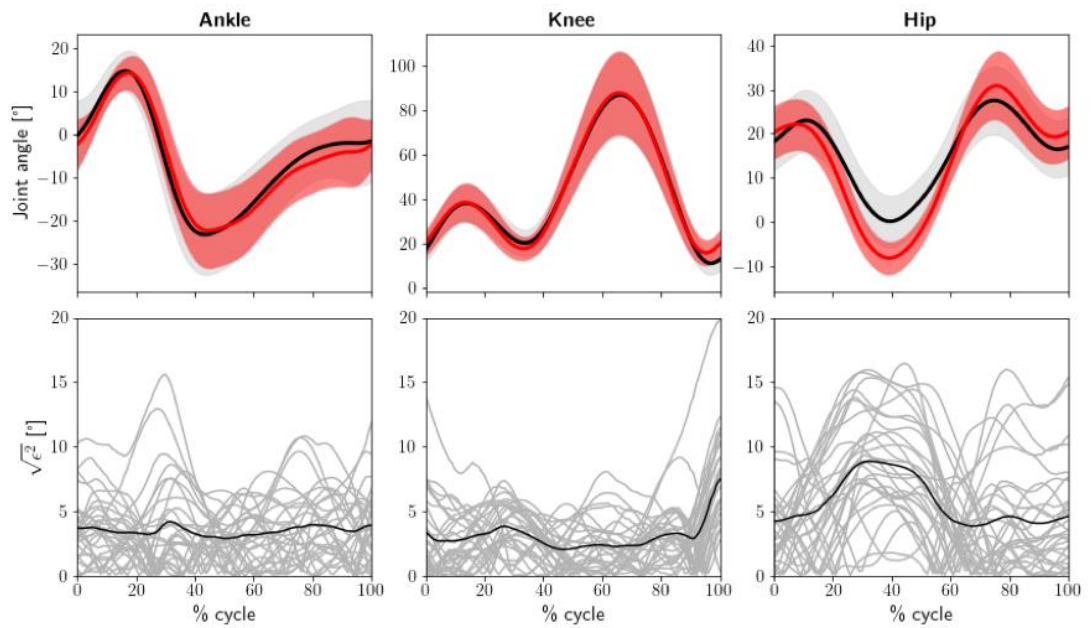
Dans cette seconde comparaison, nous allons regarder s'il existe de grandes différences entre l'analyse vidéo en sous-vêtements (trait plein noir) et l'analyse vidéo en vêtements (trait plein rouge) à 9 km/h (*Figure 9A*) et 13 km/h (*Figure 9B*).

Premièrement, pour le genou, quelle que soit la vitesse, l'allure de la courbe est identique tout comme le nuage représentant l'écart-type. En regardant la courbe de la RSE à 9 km/h, celle-ci tend à être assez stable de 0 à 40 % du cycle, dès lors elle augmente jusqu'à 70 % du cycle pour ensuite diminuer et revenir à sa valeur de base vers 90 % du cycle. Cependant, l'analyse de la RSE à 13 km/h est plus dispersée, la RSE fluctue davantage. Le degré d'erreur de 4° est identique à 0 % et 100 % du cycle, il augmente jusqu'à 8° à 75 % du cycle. La RMSE pour la course à 9 km/h est de  $3,4^\circ \pm 2,4^\circ$  et de  $4^\circ \pm 4,1^\circ$  lors de la course à 13 km/h.

Deuxièmement, à 9 km/h, les courbes de la cheville ne sont pas identiques, mais se rencontrent régulièrement. La RSE est inférieure à 5°, ce qui indique que le degré d'erreur entre les deux types d'analyse est faible. La RMSE (*Figure 10*) est de  $2,5^\circ \pm 1,3^\circ$ . À 13 km/h, les deux courbes se suivent de 0 à 40 % du cycle ; à ce moment, il y a une différence de tendance de courbe qui se signale par une augmentation de la RSE jusqu'à 60 % du cycle. À partir de 80 % du cycle, les courbes se rejoignent et terminent le cycle en étant superposées. La RMSE à 13 km/h est de  $3^\circ \pm 2,1^\circ$ , ce qui signe également des variations angulaires assez faibles.

Troisièmement, regardons ce qu'il se produit au niveau de la hanche. L'allure des courbes que ce soit à 9 ou 13 km/h est identique. Penchons-nous sur la course à 9 km/h dans un premier temps. La RSE est constante tout au long du cycle sauf entre 60 et 90 % du cycle où elle augmente pour ensuite diminuer. La RMSE est de  $2,9^\circ \pm 1,5^\circ$ , ce qui montre une différence d'erreur angulaire assez faible. Lorsque nous regardons la courbe à 13 km/h, sa forme est similaire à celle observée lorsque les sujets courent à 9 km/h. Cependant, l'analyse de la RSE montre une augmentation de l'erreur de 60 à 80 % du cycle. La RMSE récoltée lors de cette analyse est de  $3,6^\circ \pm 2,9^\circ$ . L'ensemble de cette seconde comparaison montre qu'il existe peu d'influence de l'habillement lorsque nous regardons de plus près les différences angulaires.

### A. Graphes obtenus lors de la course à 9 km/h.



### B. Graphes obtenus lors de la course à 13 km/h.

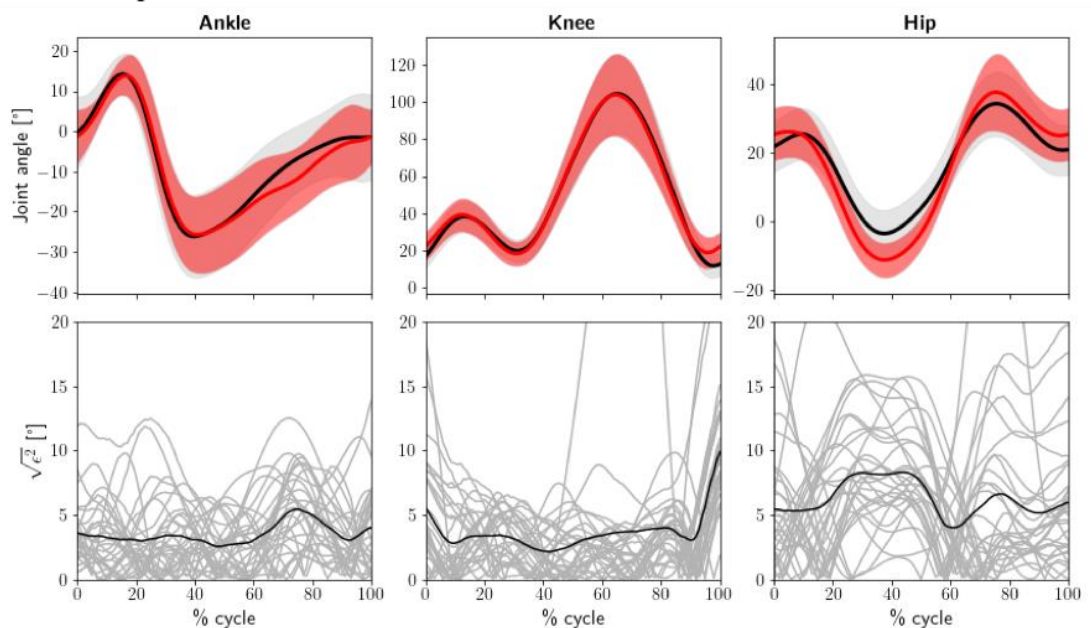


Figure 9 : Graphes obtenus lors de la course à (A) 9 km/h et (B) 13 km/h.

En haut : Angles articulaires pour les trois articulations au cours du cycle de course. Les valeurs obtenues par la vidéo en sous-vêtements sont en traits pleins noirs alors que les valeurs obtenues par la vidéo en vêtements sont en traits pleins rouges. Les écarts-types de ces deux analyses sont en nuages de couleurs respectives.

En bas : RSE pour les trois articulations au cours du cycle de course. Les lignes grisées représentent les courses de chacun des sujets et la ligne noire représente la moyenne de celles-ci.

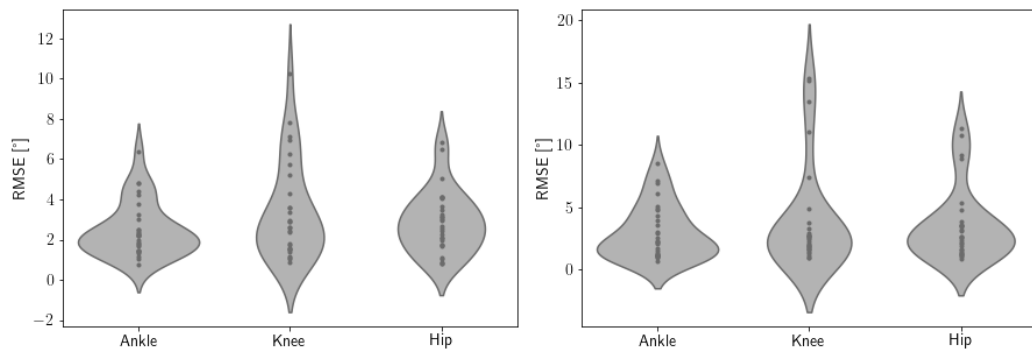


Figure 10 : Distribution des RMSEs représentées par un graphe en violon pour les trois articulations lors de la course. Ces graphes comparent les valeurs obtenues lors de la vidéo en sous-vêtements aux valeurs obtenues par la vidéo en vêtements. À droite : lors de la course à 9 km/h. À gauche : lors de la course à 13 km/h.

### RMSEs ± Écarts-types

#### 9 km/h

Cheville	$2,5^{\circ} \pm 1,3^{\circ}$
Genou	$3,4^{\circ} \pm 2,4^{\circ}$
Hanche	$2,9^{\circ} \pm 1,5^{\circ}$

#### 13 km/h

Cheville	$3,0^{\circ} \pm 2,1^{\circ}$
Genou	$4,0^{\circ} \pm 4,2^{\circ}$
Hanche	$3,6^{\circ} \pm 2,9^{\circ}$

Tableau 2. Moyenne ± Écarts-types RMSE ( $^{\circ}$ ) par articulation, moyennés sur tous les points temporels et participants à 9 km/h et à 13 km/h. Ce tableau compare la vidéo en sous-vêtements à la vidéo en vêtements.

## Discussion

L'objectif de cette étude était de comparer la cinématique de course à pied dans le plan sagittal, celle-ci étant obtenue à l'aide d'une vidéo réalisée par un smartphone et analysée à partir du logiciel OpenPifPaf, en comparaison à la référence qui est l'analyse de course en laboratoire à l'aide de marqueurs phosphorescents visibles dans les trois dimensions de l'espace.

À la suite de ces acquisitions, nous pouvons nous attendre à observer plusieurs éléments quant à la fiabilité de l'analyse de course par l'application OpenPifPaf. Tout d'abord, comme le suggère Mousavi et al. (4), nous nous attendions à observer une légère différence de quelques degrés par rapport à notre système de référence. Selon lui, ceci serait surtout lié à la capture vidéo dans le plan sagittal. De plus, cette même étude a montré que la validité de l'analyse cinématique du membre inférieur chutait lors d'une analyse de mouvement en 2D, même si celle-ci reste suffisante afin de détecter les risques de blessures au niveau du membre inférieur (8,22). Deux études ont cependant montré une bonne fiabilité lors de l'utilisation d'autres applications de capture vidéo (OpenPose et DeepLabCut). Nous émettons l'hypothèse que la fiabilité du logiciel OpenPifPaf est élevée avec des différences qui ne seront pas statistiquement significatives par rapport au système de référence (13,20). Dernièrement, nous nous attendions au fait que l'analyse avec les vêtements à l'aide du logiciel OpenPifPaf soit moins précise que l'analyse en sous-vêtements (27).

Nos résultats montrent une bonne crédibilité de l'analyse vidéo à partir d'OpenPifPaf. La première étude révèle une correspondance notable des courbes d'angle du genou entre le Vicon et l'analyse OpenPifPaf à 9 km/h. L'erreur clinique maximale acceptable des mesures cinématiques de tels logiciels de détection de pose humaine est de  $5^\circ$  (28). Nos valeurs de RMSEs pour les différentes comparaisons sont sous ce seuil, prouvant la fiabilité de l'analyse vidéo par rapport à notre analyse de référence. Cependant, des différences d'erreurs plus marquées sont observées à 13 km/h, mettant en lumière l'impact de la vitesse sur la précision des mesures. En effet, le mouvement se fait plus rapidement et devient « flou » entraînant une précision de détection plus faible (19). Les variations au niveau de la cheville et de la hanche soulignent également l'influence de la vitesse sur la

stabilité des résultats. Cette étude souligne ainsi l'importance de prendre en compte divers facteurs, notamment la vitesse de course, dans l'évaluation des performances des systèmes de capture de mouvement. Quant à la seconde comparaison, elle examine l'impact du port de vêtements habituels de course sur les données récoltées lors de l'analyse vidéo. Les résultats montrent une similarité des courbes d'angle du genou, de la cheville et de la hanche, avec des variations angulaires relativement faibles à 9 km/h. Les valeurs de RMSEs indiquent des variations angulaires limitées, suggérant une stabilité relative des mouvements analysés indépendamment des conditions vestimentaires. Lorsque les sujets accélèrent, il y a automatiquement une augmentation de l'erreur, mais celle-ci reste sous le seuil d'erreur clinique maximale acceptable. Ainsi, cette étude renforce la fiabilité des données de cinématique obtenues par l'analyse vidéo, indiquant que l'habillement des sujets a peu d'impact sur les différences angulaires mesurées.

Ces résultats sont cohérents avec des études s'intéressant à d'autres réseaux de neurones de détection de pose humaine lors de la course à pied dans le plan sagittal (13,19,29). En effet, l'étude de Van Hooren et al. (13) a montré des résultats similaires pour deux autres logiciels (OpenPose et DeepLabCut). Mais ces comparaisons sont à considérer avec précautions puisque les vitesses de course sont légèrement différentes (10 km/h et 12 km/h comparés à 9 km/h et 13 km/h). OpenPose utilise des modèles pré-entraînés, tels que OpenPifPaf, alors que DeepLabCut utilise un réseau de neurones personnalisé. Enfin, leur fréquence d'échantillonnage était légèrement plus basse (50 HZ) comparativement à notre étude (60 Hz).

Stenum et al. (30), utilisant aussi OpenPose comme détection de pose humaine, a obtenu des valeurs de RMSEs de  $7,4^\circ$ ,  $5,6^\circ$  et  $4^\circ$  respectivement pour la cheville, le genou et la hanche. Nos valeurs de RMSEs sont sous les valeurs obtenues dans cette étude. Les différences observées peuvent à nouveau s'expliquer par une fréquence d'échantillonnage et une résolution plus faible (25 Hz et 950x540 pixels respectivement), pouvant diminuer la précision des valeurs obtenues.

D'autres études ont montré des résultats similaires aux nôtres dans l'analyse du plan sagittal de différentes activités telles que la marche, le squat unipodal, le saut ou encore l'aquajogging (31,32). Certaines différences dans ces résultats sont dues aux mouvements de la course qui s'exécutent de façon plus rapide que ces tâches (19).

Une récente étude réalisée au laboratoire NMSK de Woluwé, devant être soumise à la publication, a permis de démontrer une bonne fiabilité de l'application OpenPifPaf lors de l'exécution de différentes tâches comparée au système de référence. Les tâches étudiées étaient les suivantes : saut unipodal vers l'avant ; saut unipodal vers le haut ; la composante d'extension vers l'avant du *star excursion balance test* (SEBT). Dès lors, notre étude apporte des informations supplémentaires quant à l'analyse de la cinématique de course.

Nous avons pu démontrer que les vêtements n'influencent pas significativement les valeurs obtenues entre l'analyse vidéo en sous-vêtements et l'analyse vidéo en vêtements de sport. Ceci appuie les résultats obtenus par de précédentes études évaluant l'analyse vidéo de la cinématique de course dans différentes conditions d'habillement (33,34).

Pour terminer, le principal avantage de l'analyse vidéo à l'aide d'OpenPifPaf est qu'il ne nécessite qu'un smartphone et n'a pas besoin d'équipements supplémentaires. Il permet un gain de temps en utilisant uniquement les données anthropométriques pour l'étalonnage et ne nécessite pas la pose de marqueurs sur le sujet. Ces éléments facilitent son utilisation en pratique clinique. OpenPifPaf est donc une bonne alternative pour les cliniciens qui veulent effectuer des analyses qui ne sont pas coûteuses et qui s'autorisent quelques degrés d'erreurs.

## 1. Limitations

Plusieurs limites à cette étude doivent être cependant prises en compte dans l'interprétation de ces résultats.

Tout d'abord, l'analyse de référence utilisée dans cette étude est déjà sujette aux erreurs. Les marqueurs placés sur les sujets ont été positionnés par le même expérimentateur pour éviter les biais interexpérimentateurs. La position de ceux-ci, en accord avec le modèle Plug-in Gait, peut faire l'objet d'erreurs de positionnement (35). Selon Osis et al. (36) un déplacement antéro-postérieur de 10mm au niveau du marqueur du genou entraîne une erreur de 8° dans l'analyse de l'angle de flexion maximale du genou. Par ailleurs, la détection des marqueurs et donc la précision de l'analyse sont aussi soumises aux perturbations dues aux caractéristiques des tissus biologiques eux-mêmes (37,38).

Outre la position des marqueurs et les perturbations dues aux caractéristiques des tissus biologiques, deux marqueurs sur trois pour l'articulation de la cheville ont été placés sur la chaussure directement (càd la tête des deuxièmes métatarsiens et le talon). Une étude de McDonald et al. (39) n'a pas montré de différence significative entre les marqueurs positionnés directement sur la chaussure et les marqueurs posés sur la peau grâce à des trous réalisés dans la chaussure. Cependant, suivant l'épaisseur et la rigidité de celle-ci, les marqueurs peuvent ne pas être tout aussi proches de la peau que souhaité et ainsi induire de légères modifications dans les valeurs angulaires pour la cheville. De plus, les disparités observées dans les valeurs obtenues pour la hanche et la cheville peuvent s'expliquer par un manque de marqueurs pour ces articulations. Par exemple, la hanche n'en possède que deux (càd les épines iliaques antéro-supérieures et postéro-supérieures) comparés à trois pour d'autres études (13).

Une autre limitation dans notre étude est que nous n'avons pas standardisé le type de vêtements à porter. Même si nos résultats ne montrent pas de différences statistiquement significatives, une étude de Sarafianos et al. (27) a montré que porter des vêtements larges peut impacter le système d'analyse. Le vêtement se déforme avec le mouvement et empêche le logiciel de garder son point fixe à la même place, entraînant une augmentation de l'erreur lors de l'analyse. Par ailleurs, notre logiciel d'analyse vidéo OpenPifPaf, a une fréquence d'échantillonnage relativement basse (60 Hz) par rapport à notre système de référence (100 Hz). Certains systèmes peuvent même aller jusqu'à une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz (19).

N'ayant pris les mesures que dans le plan sagittal avec le smartphone placé sur le côté gauche du sujet, nous avons analysé la cinématique de course uniquement de ce côté. Cette approche pourrait masquer certaines asymétries entre les deux membres inférieurs lors de la course à pied. Nous savons qu'un sujet blessé au niveau du membre inférieur présentera une altération dans sa cinématique de course, altération visible surtout dans le plan sagittal (33). De plus, pour éviter des erreurs lors de l'analyse, il est impératif que la vidéo soit réellement perpendiculaire au plan sagittal (41).

Un point important des limitations est l'utilisation de deux sources non synchronisées temporellement et enregistrant le mouvement avec des fréquences

d'acquisitions différentes. Lors du découpage des cycles, si la synchronisation n'est pas précise, des valeurs assez importantes de RSE et donc, in fine, de RMSEs peuvent ressortir alors que les courbes sont identiques mais simplement légèrement décalées. Le risque de voir cet artéfact altérer les mesures est d'autant plus important que le mouvement est rapide. En effet, ceci est observable au niveau de la hanche pour notre première comparaison. Une série de valeurs aberrantes (outliers) sont visibles sur le graphe en violon de la distribution des RMSEs rendant nos valeurs au-delà du seuil d'erreur clinique maximale acceptable pour cette articulation.

La luminosité, qui varie au moment des acquisitions, peut exercer une influence sur la précision de détection des marqueurs lors de l'analyse par le système de référence.

## 2. Perspectives

Ces résultats apportent de nouvelles preuves concernant la fiabilité de l'analyse vidéo réalisée par l'application OpenPifPaf. En effet, l'analyse du genou semble très fiable et pourrait être utilisée dans le cas de revalidation post-opération du ligament croisé antérieur ou méniscal.

Face aux limitations citées ci-dessus, nous pourrions explorer plus en profondeur la validité et la fiabilité de l'analyse vidéo d'un smartphone par le logiciel OpenPifPaf. Celle-ci pourrait se faire par la mise en place davantage de capteurs, notamment pour l'articulation de la hanche et de la cheville, lors de l'analyse de référence pour une analyse plus précise. De plus, nous savons que les asymétries de la cinématique de course ne sont pas visibles uniquement sur le plan sagittal. Il serait dès lors intéressant de vérifier la validité et la fiabilité d'OpenPifPaf dans le plan frontal. Il serait également pertinent d'élargir et de diversifier la population étudiée, étant donné que les sujets de notre étude étaient relativement jeunes, en bonne santé et pour la plupart sportifs et sans antécédent de blessure sévère au niveau du genou par exemple.

## Conclusion

Le premier objectif de cette étude était de comparer l'analyse du logiciel OpenPifPaf par rapport à l'analyse du système de référence d'une course à pied aux vitesses de 9 et 13 km/h. Nous avons comme ambition de démontrer qu'il était possible d'utiliser ce logiciel quotidiennement dans les analyses de course. Le second objectif de cette étude était d'analyser l'impact du port de vêtements de sport par rapport au port de sous-vêtements lors d'une analyse de course.

Le niveau de fiabilité du logiciel OpenPifPaf en comparaison à l'analyse du système de référence a été évalué lors de la première partie d'analyse. Les sujets étaient en sous-vêtements dans ce premier cas. À première vue, les résultats mettent en évidence une correspondance notable des courbes angulaires du genou avec la référence établie en laboratoire. Une analyse approfondie révèle des différences plus marquées à 13 km/h, soulignant l'impact de la vitesse sur la précision des mesures, mais ces différences restent minimales. Au niveau de la cheville, le moment du cycle auquel l'erreur est présente varie avec la vitesse. En effet la moyenne des RMSEs pour ces deux articulations sont inférieurs à 5°, ce qui indique une précision remarquable, même à vitesse plus élevée. Cependant, pour l'articulation de la hanche, des écarts d'erreur persistent aux deux vitesses. Effectivement, des valeurs aberrantes sont visibles sur les graphes en violon à 9 et 13 km/h, ce pour quoi l'allure de la courbe connaît des fluctuations plus ou moins importantes tout au long du cycle. Malgré des améliorations encore possibles, le système permet d'amener un outil important aux cliniciens lors des analyses en cabinet.

L'effet du port de vêtements de course par rapport à l'analyse en sous-vêtements a fait l'objet de notre seconde partie d'analyse. Les résultats montrent une similarité notable dans les courbes d'angle du genou, avec une dispersion légèrement plus importante à 13 km/h. Au niveau de la cheville, bien que des différences aient été notées à 9 km/h, les variations angulaires demeurent faibles, avec des divergences modérées à 13 km/h. Quant à la hanche, les courbes présentent de faibles fluctuations, mais légèrement augmentées vers la fin du cycle à 9 km/h et 13 km/h. Cette comparaison indique que l'habillement des sujets a un impact limité.

Cette étude aura donc permis de mettre en évidence que l'analyse vidéo est fiable et que le port de vêtements de sport a également peu d'impact sur celle-ci.

## Bibliographie

1. Bramah C, Preece SJ, Gill N, Herrington L. Is There a Pathological Gait Associated With Common Soft Tissue Running Injuries? *Am J Sports Med.* oct 2018;46(12):3023-31.
2. Lopes AD, Junior LCH, Yeung SS, Costa LOP. What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? *Sports Med.* 2012;
3. Van Hooren B, Goudsmit J, Restrepo J, Vos S. Real-time feedback by wearables in running: Current approaches, challenges and suggestions for improvements. *J Sports Sci.* 17 janv 2020;38(2):214-30.
4. Mousavi SH, Hijmans JM, Moeini F, Rajabi R, Ferber R, Van Der Worp H, et al. Validity and reliability of a smartphone motion analysis app for lower limb kinematics during treadmill running. *Phys Ther Sport.* mai 2020;43:27-35.
5. Le Larousse. Cinématique. In 2024. Disponible sur: <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/cin%C3%A9matique/16042>
6. Le Larousse. Cinétique. In 2024. Disponible sur: <https://www.larousse.fr/dictionnaires/francais/cin%C3%A9tique/16068>
7. Pedisic Z, Shrestha N, Kovalchik S, Stamatakis E, Liangruenrom N, Grgic J, et al. Is running associated with a lower risk of all-cause, cardiovascular and cancer mortality, and is the more the better? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* août 2020;54(15):898-905.
8. Reinking MF, Dugan L, Ripple N, Schleper K, Scholz H, Spadino J, et al. RELIABILITY OF TWO-DIMENSIONAL VIDEO-BASED RUNNING GAIT ANALYSIS. *Int J Sports Phys Ther.* juin 2018;13(3):453-61.
9. Maykut JN, Taylor-Haas JA, Paterno MV, DiCesare CA, Ford KR. CONCURRENT VALIDITY AND RELIABILITY OF 2D KINEMATIC ANALYSIS OF FRONTAL PLANE MOTION DURING RUNNING.
10. Souza RB. An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* févr 2016;27(1):217-36.
11. Colyer SL, Evans M, Cosker DP, Salo AIT. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System. *Sports Med - Open.* déc 2018;4(1):24.
12. Kanko RM, Laende E, Selbie WS, Deluzio KJ. Inter-session repeatability of markerless motion capture gait kinematics. *J Biomech.* mai 2021;121:110422.
13. Van Hooren B, Pecasse N, Meijer K, Essers JMN. The accuracy of markerless motion capture combined with computer vision techniques for measuring running kinematics. *Scand J Med Sci Sports.* juin 2023;33(6):966-78.

14. Vergeer R, Bloo H, Backx F, Scheltinga M, Bakker E. Reliability of 2D video analysis assessing running kinematic variables in patients with exercise-related leg pain in a primary care practice. Elsevier BV [Internet]. Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37541089/>
15. Kreiss S, Bertoni L, Alahi A. PifPaf: Composite Fields for Human Pose Estimation. Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR). IEEE/CVF. 2019;11969-78.
16. Kreiss S, Bertoni L, Alahi A. OpenPifPaf: Composite Fields for Semantic Keypoint Detection 263 and Spatio-Temporal Association. (No arXiv:210302440) arXiv. 2021;
17. Hensley CP, Lenihan EM, Pratt K, Shah A, O'Donnell E, Nee PC, et al. Patterns of video-based motion analysis use among sports physical therapists. *Phys Ther Sport*. juill 2021;50:159-65.
18. Damsted C, Nielsen RO, Larsen LH. RELIABILITY OF VIDEO-BASED QUANTIFICATION OF THE KNEE- AND HIP ANGLE AT FOOT STRIKE DURING RUNNING.
19. Needham L, Evans M, Cosker DP, Wade L, McGuigan PM, Bilzon JL, et al. The accuracy of several pose estimation methods for 3D joint centre localisation. *Sci Rep*. 19 oct 2021;11(1):20673.
20. Barret T, Ho KY, Rasavage J, Wilson M, Goo-Tam M, Trumbull T. Implementation of 2D Running Gait Analysis in Orthopedic Physical Therapy Clinics. *Int J Sports Phys Ther*. juin 2023; Disponible sur: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/37425116/>
21. Leporace G, Metsavaht L, Gonzalez FF, Arcanjo De Jesus F, Machado M, Celina Guadagnin E, et al. Validity and reliability of two-dimensional video-based assessment to measure joint angles during running: A systematic review and meta-analysis. *J Biomech*. août 2023;157:111747.
22. Schurr SA, Ed M, Marshall AN, Ed M, Resch JE, Saliba SA. TWO-DIMENSIONAL VIDEO ANALYSIS IS COMPARABLE TO 3D MOTION CAPTURE IN LOWER EXTREMITY MOVEMENT ASSESSMENT.
23. Martinez C, Garbett S, Hiromasa K, Jackson R, Miya E, Miya M, et al. Comparison of 2-D and 3-D Analysis of Running Kinematics and Actual Versus Predicted Running Kinetics.
24. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*. juin 2016;15(2):155-63.
25. Daly LE, Bourke GJ. Interpretation and Uses of Medical Statistics [Internet]. 1<sup>re</sup> éd. Wiley; 2000 [cité 2 mai 2024]. Disponible sur: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9780470696750>
26. Messick S. Validity of Psychological Assessment. *Am Psychol*. 1995;

27. Sarafianos N, Boteanu B, Ionescu B, Kakadiaris IA. 3D Human pose estimation: A review of the literature and analysis of covariates. *Comput Vis Image Underst.* nov 2016;152:1-20.
28. Wilken JM, Rodriguez KM, Brawner M, Darter BJ. Reliability and minimal detectable change values for gait kinematics and kinetics in healthy adults. *Gait Posture.* févr 2012;35(2):301-7.
29. Wouda FJ, Giuberti M, Bellusci G, Maartens E, Reenalda J, Van Beijnum BJF, et al. On the Validity of Different Motion Capture Technologies for the Analysis of Running. In: 2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (Biorob) [Internet]. Enschede: IEEE; 2018 [cité 6 mai 2024]. p. 1175-80. Disponible sur: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8487210/>
30. Stenum J, Rossi C, Roemmich RT. Two-dimensional video-based analysis of human gait using pose estimation. *Schneidman-Duhovny D, éditeur. PLOS Comput Biol.* 23 avr 2021;17(4):e1008935.
31. Washabaugh EP, Shanmugam TA, Ranganathan R, Krishnan C. Comparing the accuracy of open-source pose estimation methods for measuring gait kinematics. *Gait Posture.* sept 2022;97:188-95.
32. Haberkamp LD, Garcia MC, Bazett-Jones DM. Validity of an artificial intelligence, human pose estimation model for measuring single-leg squat kinematics. *J Biomech.* nov 2022;144:111333.
33. Kanko RM, Outerleys JB, Laende EK, Selbie WS, Deluzio KJ. Comparison of Concurrent and Asynchronous Running Kinematics and Kinetics From Marker-Based and Markerless Motion Capture Under Varying Clothing Conditions. *J Appl Biomech.* 1 avr 2024;40(2):129-37.
34. Keller VT, Outerleys JB, Kanko RM, Laende EK, Deluzio KJ. Clothing condition does not affect meaningful clinical interpretation in markerless motion capture. *J Biomech.* août 2022;141:111182.
35. Gorton GE, Hebert DA, Gannotti ME. Assessment of the kinematic variability among 12 motion analysis laboratories. *Gait Posture.* avr 2009;29(3):398-402.
36. Osis ST, Hettinga BA, Macdonald S, Ferber R. Effects of Simulated Marker Placement Deviations on Running Kinematics and Evaluation of a Morphometric-Based Placement Feedback Method. *Lucia A, éditeur. PLOS ONE.* 14 janv 2016;11(1):e0147111.
37. Leardini A, Chiari L, Croce UD, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait Posture.* févr 2005;21(2):212-25.
38. Reinschmidt C, Van Den Bogert AJ, Nigg BM, Lundberg A, Murphy N. Effect of skin movement on the analysis of skeletal knee joint motion during running. *J Biomech.* juill 1997;30(7):729-32.

39. McDonald KA, Honert EC, Cook OS, Zelik KE. Unholey shoes: Experimental considerations when estimating ankle joint complex power during walking and running. *J Biomech.* juill 2019;92:61-6.
40. Knurr KA, Kliethermes SA, Stiffler-Joachim MR, Cobian DG, Baer GS, Heiderscheit BC. Running Biomechanics Before Injury and 1 Year After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Division I Collegiate Athletes. *Am J Sports Med.* août 2021;49(10):2607-14.
41. Pairet-de-Fontenay B, Willy RW, Elias ARC, Mizner RL, Dubé MO, Roy JS. Running Biomechanics in Individuals with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review. *Sports Med.* sept 2019;49(9):1411-24.
42. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res.* mai 1990;8(3):383-92.

## **Etude de la cinématique de course sur base de vidéo 2D.**

**Nous recherchons :**

- **Hommes ou Femmes entre 18 et 44 ans**
- **Sans antécédent de blessure au niveau des membres inférieurs au cours des 6 derniers mois**
- **Sans antécédent de blessure au niveau du genou (LCA, ménisques, entorse)**

**Un seul rendez-vous de 30' au laboratoire de marche de l'hôpital universitaire de Saint-Luc**

**Quand ?**

**Mardi 10 octobre ou**

**Vendredi 20 octobre ou**

**Mardi 31 octobre**

**Pour tout renseignement et autres informations:  
[louise.gaspard@student.uclouvain.be](mailto:louise.gaspard@student.uclouvain.be)**

## Comparaison de l'analyse du système de référence avec l'analyse vidéo en vêtement

Pour cette troisième comparaison, voici les courbes du Vicon en sous-vêtements (trait plein noir) par rapport aux courbes de la vidéo (trait plein rouge) en vêtements à 9 km/h (*Figure 11A*) et 13 km/h (*Figure 11B*).

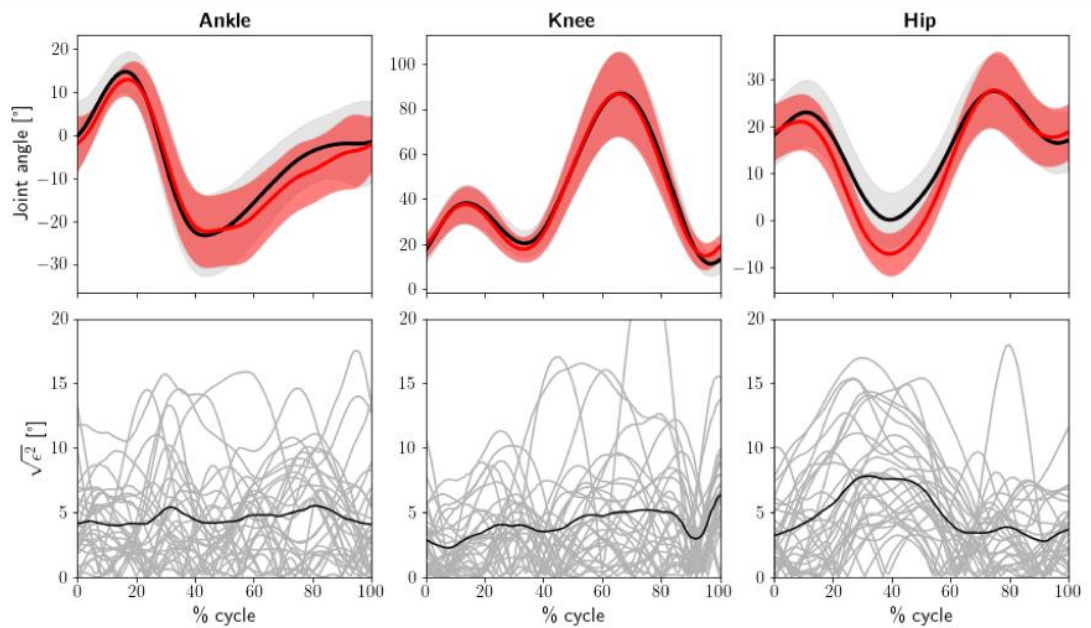
Lorsque nous regardons le genou, les courbes de l'angle articulaire sont similaires que l'analyse soit réalisée par le système de référence ou par OpenPifPaf, quelle que soit la vitesse à laquelle les sujets courent. En regardant de plus près la RSE, nous pouvons observer que la courbe est constante. Néanmoins, à 90 % du cycle, le degré d'erreur diminue pour réaugmenter à la fin de celui-ci. Les graphes en violons, indiquant la RMSE (*Figure 12*) pour le genou, donnent un aspect assez étroit, mais long. À 9 km/h, l'erreur moyenne est de  $4,0^{\circ} \pm 2,1^{\circ}$  et elle est de  $4,8^{\circ} \pm 3,5^{\circ}$  quand les sujets courent à 13 km/h.

Lorsque nous regardons la cheville, l'allure de la courbe, que ce soit selon le type d'analyse ou la vitesse n'a pas le même aspect. Pourtant, la courbe de la RSE montre un degré d'erreur assez constant à 9 km/h, mais à 13 km/h, de 45 à 65 % du cycle, ces erreurs augmentent pour ensuite diminuer. Les RMSEs indiquent une variabilité de l'erreur de  $\pm 2^{\circ}$  dans les deux cas.

Regardons la hanche, sur les deux graphiques d'angles articulaires, il y a une séparation des deux courbes de 10 à 75 % du cycle, la RSE confirme cette hypothèse. En effet, la RMSE de la hanche à 9 km/h indique une erreur de  $4,9^{\circ} \pm 2^{\circ}$  et  $5,8^{\circ} \pm 2,3^{\circ}$  à 13 km/h.

Grâce à l'ensemble de ces résultats comparant le Vicon en sous-vêtements avec la vidéo en vêtements, nous pouvons indiquer que le genou est l'articulation la plus fiable.

**A. Graphes obtenus lors de la course à 9 km/h.**



**B. Graphes obtenus lors de la course à 13 km/h.**

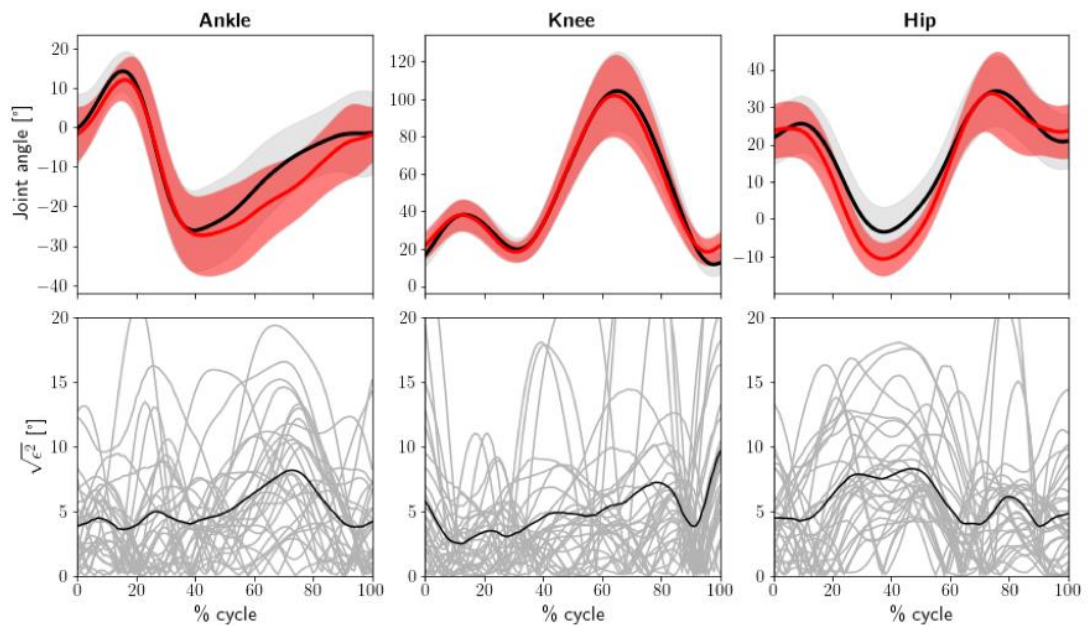


Figure 11 : Graphes obtenus lors de la course à (A) 9 km/h et (B) 13 km/h.

En haut : Angles articulaires pour les trois articulations au cours du cycle de course. Les valeurs obtenues par le Vicon en sous-vêtements sont en traits pleins noirs alors que les valeurs obtenues par la vidéo en vêtements sont en traits pleins rouges. Les écarts-types de ces deux analyses sont en nuages de couleurs respectives.

En bas : RSE pour les trois articulations au cours du cycle de course. Les lignes grisées représentent les courses de chacun des sujets et la ligne noire représente la moyenne de celles-ci.

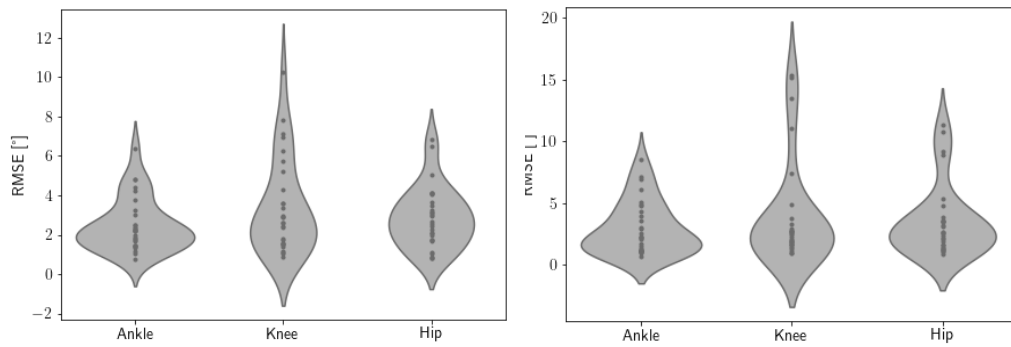


Figure 12 : Distribution des RMSEs représentés par un graphe en violon pour les trois articulations lors d'un cycle de course. Ces graphes comparent les valeurs obtenues avec le Vicon en sous-vêtements aux valeurs obtenues avec la vidéo en vêtements.  
 À gauche : lors de la course à 9 km/h. À droite : lors de la course à 13 km/h.

### RMSEs ± Écarts-types

#### **9 km/h**

Cheville	$4,6^{\circ} \pm 2,0^{\circ}$
Genou	$4,0^{\circ} \pm 2,1^{\circ}$
Hanche	$4,9^{\circ} \pm 2,0^{\circ}$

#### **13 km/h**

Cheville	$5,1^{\circ} \pm 2,0^{\circ}$
Genou	$4,8^{\circ} \pm 3,5^{\circ}$
Hanche	$5,8^{\circ} \pm 2,3^{\circ}$

Tableau 3. Moyenne ± Écarts-types RMSE ( $^{\circ}$ ) par articulation, moyennés sur tous les points temporels et participants à 9 km/h et à 13 km/h. Ce tableau compare le Vicon en sous-vêtements aux valeurs obtenues avec la vidéo en vêtements.

## Abstract

### Contexte

La course à pied est souvent associée à des blessures liées à la cinématique des membres inférieurs. Les analyses en laboratoire sont coûteuses et complexes. Désormais, l'intelligence artificielle pour les analyses via smartphone émerge comme une solution accessible.

### Objectifs

L'objectif principal est d'investiguer si la cinématique articulaire du membre inférieur peut être obtenue de manière fiable sur base d'une vidéo de smartphone via le réseau de neurones OpenPifPaf. Le second objectif est d'évaluer l'impact du port de vêtements de sport dans ces analyses.

### Méthode

Trente sujets ont réalisé deux cycles de courses de 30 secondes chacun, respectivement à 9 et 13 km/h sur un tapis roulant. Le mouvement a été capturé par un système optoélectronique, la référence, en parallèle à une vidéo smartphone. La cinématique articulaire a été calculée à partir des coordonnées des marqueurs pour la référence et des repères anatomiques déterminés par OpenPifPaf pour les vidéos. Une comparaison a été faite entre les courbes de ces systèmes.

### Résultats

En comparant les résultats de la vidéo au système de référence, les RMSEs moyennes pour les articulations de la cheville, du genou et de la hanche sont respectivement de 3.5°, 3°, 5.7° à 9 km/h et 3.5°, 3.6°, 6.3° à 13 km/h. Le port de vêtements a mené à des ordres de grandeurs similaires.

### Conclusion

Les résultats soutiennent la fiabilité de l'analyse vidéo via OpenPifPaf. Cette méthode est particulièrement attrayante en pratique clinique pour sa facilité d'accès.