

Faculté des sciences de la motricité

Validation d'un dispositif expérimental destiné à l'étude de la biomécanique de sprint sur tapis incurvé non motorisé

Auteurs : Duchateau Aymeric, Dumont Antoine

Promoteur : Dewolf Arthur

Année académique 2025-26

Master en sciences de la motricité, orientation éducation physique [120] -

EDPH2M – Finalité didactique

UCLouvain FSM : Déclaration d'utilisation des aides et outils Intelligence Artificielle (IA)

J'ai utilisé l'IA pour ce projet : ☒ Oui
☐ Non

Si vous avez utilisé l'IA dans ce travail, veuillez préciser comment ci-dessous :

Texte (par exemple, vérification orthographique, génération de texte, production d'idées, ...)

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Utilisation de Claude pour la relecture de notre travail et la notification des fautes d'orthographe et de syntaxe, ainsi que la mise en forme de la bibliographie.

Images

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Code, aide à la programmation, ou algorithmes

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Utilisation de Claude pour coder le logiciel d'analyse de données de notre étude.

Autres utilisations

Le cas échéant, veuillez résumer (500 caractères maximum):

Utilisation de Claude en tant que moteur de recherche, ainsi que pour l'explication et la vulgarisation de certains concepts scientifiques et biomécaniques.

Je connais les règles de de la Faculté des sciences de la motricité de l'UCLouvain en matière d'intelligence artificielle. Je déclare que toute utilisation d'aides ou d'outils d'intelligence artificielle est explicitement mentionnée dans le présent formulaire de déclaration

Nom	Duchateau / Dumont	Prénom	Aymeric / Antoine
-----	--------------------	--------	-------------------

Remerciements

Nous tenons à remercier en premier lieu Monsieur Dewolf, notre promoteur, pour son accompagnement tout au long de ce travail. Il a su nous guider et nous conseiller afin de rédiger au mieux ce mémoire.

Nous remercions grandement Michael, technicien du laboratoire de biomécanique, qui a été d'une grande aide dans la prise en main des différents logiciels utiles pour la prise de données lors de nos expériences. Il a toujours été très disponible à la moindre question et nous lui en sommes très reconnaissants.

Nous remercions également les participants qui ont accepté de prendre de leur temps pour nous aider à mener à bien ce mémoire.

Enfin, nous voulons particulièrement remercier l'ensemble de nos camarades et proches pour leur présence, leur soutien moral et, pour certains, leurs relectures de notre travail.

Table des matières

Introduction	9
Contexte général : entraînement en sprint intermittent et performance	9
Problème spécifique : l'effet du tapis incurvé non motorisé.....	10
Comparaison terrain extérieur, tapis motorisé et NMCT	11
Spécificité du NMCT et paysage scientifique actuel	12
Gap méthodologique : absence de tapis incurvé instrumenté	13
Cadre théorique	15
Hypothèses	16
Méthode et matériel.....	18
Matériel pour l'acquisition des données cinématiques.....	18
Matériel pour l'acquisition des données cinétiques	18
Participants	20
Dispositif expérimental	21
Protocole.....	22
Traitement des données cinétiques et cinématiques.....	24
Analyse statistique.....	27
Résultats	30
Vitesse et accélération	30
Test de fiabilité.....	31
Test de validité	32
Analyse de Bland-Altman	34
Discussion	36
Fiabilité.....	36
Validité	38
Comparaison des paramètres : OVG, MT et NMCT.....	41
Comparaison de l'accélération : OVG, MT et NMCT	42
Points forts de l'étude.....	44

Limites de l'étude.....	44
Perspectives.....	45
Conclusion.....	48
Annexe	51
Détail de l'analyse de variance à mesures répétées.....	51
Bibliographie.....	52

Introduction

Contexte général : entraînement en sprint intermittent et performance

Le sprint est un déterminant majeur de la performance sportive dans une gamme de sport très large. Cette qualité est fondamentale dans certaines disciplines individuelles (athlétisme), mais aussi dans les sports collectifs. Girard et al. (2011) définissent le sprint comme un effort à intensité maximale ou presque maximale, où la performance peut être maintenue sur une courte période de temps (<10s). Ils le différencient d'un exercice « all-out » (<30s), plus long, durant lequel on observe une dégradation nette de la performance.

L'entraînement intermittent en sprint (Repeated Sprint Training) est défini par des sprints entrecoupés d'une période de récupération courte (<60s). Une méta-analyse récente démontre que « *le RST améliore une gamme de qualités physiques qui sont fondamentales pour la performance sportive. Le RST entraîne une amélioration modérée de la VO2max (Fig. 1), de la distance YYIR1 (Yo-Yo Intermittent Recovery Test Level 1), et de la diminution de la RSA (Fig. 2)...* » (Thurlow et al. 2024).

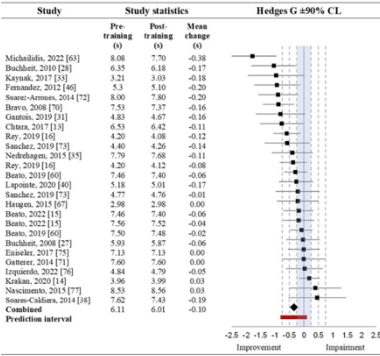


Fig. 1. Forest plot de l'effet du RST sur la VO2max.

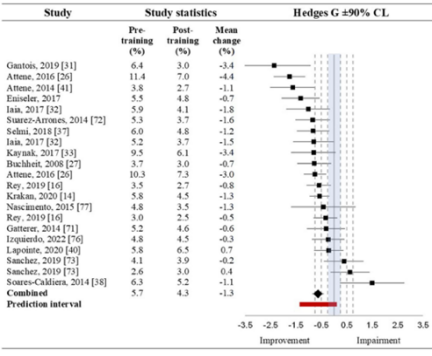


Fig. 2. Forest plot de l'effet du RST sur la diminution de la RSA

Comme pour toute méthode d'entraînement, le RST est sujet à des changements de variables (durée de sprints, durée de récupération, fréquence d'entraînement, durée du programme...), qui impactent plus ou moins positivement la performance sportive s'ils sont correctement contrôlés et régulés (Thurlow et al. 2024). Au-delà de ces paramètres classiques que tout le monde peut appliquer, certains sont plus avancés et requièrent des infrastructures spécifiques. C'est le cas, entre autres, de l'hypoxie.

L'hypoxie se définit comme une diminution de l'apport en dioxygène. Son utilisation dans le cadre du sport de haut niveau est largement répandue depuis les années 90. Plusieurs études ont prouvé l'efficacité de l'hypoxie pour améliorer les qualités d'endurance d'un athlète (Millet et al. 2010). Néanmoins, une nouvelle approche combinant l'hypoxie et le RST est devenue populaire au cours des 15 dernières années. Elle porte le nom d'entraînement intermittent en sprints en hypoxie (Repeated Sprint Training in Hypoxia, RSH).

Comme décrit par Faiss et al. (2025), le RSH est la répétition de plusieurs exercices « all-out » courts (<30s) en hypoxie (en général à une altitude simulée de 3000-3500m), séparés d'une période de récupération incomplète (ratio exercice/repos < 1:6). Lorsqu'on le compare avec un entraînement en normoxie (Repeated Sprint in Normoxia, RSN), le RSH semble davantage améliorer la RSA (Repeated Sprint Ability). À titre d'exemple, Piperi et al. (2024) ont démontré une amélioration plus importante du nombre de sprints après un RSH de 7 semaines qu'après un RSN (+7 pour les hommes, + 4 pour les femmes). Ces résultats sont confirmés chez des cyclistes utilisant un entraînement et un protocole de test de la RSA semblable (Faiss et al. 2013), mais surtout dans la méta-analyse de Brocherie et al. (2017) : « *The current meta-analysis provides evidence that RSH is an effective training strategy for improving sport-specific physical performance among athletes and induces greater gains in RSA than RSN* ».

Problème spécifique : l'effet du tapis incurvé non motorisé

L'utilisation du RSH semble donc être efficace quant à l'amélioration de la performance sportive. Néanmoins, son utilisation requiert des infrastructures spécifiques. La pression barométrique nécessaire pour un RSH efficace se situe entre 3000 et 4000m (Faiss et al. 2025), altitude, doit-on le préciser, difficilement accessible pour un entraînement quotidien. Pour remédier à cette problématique organisationnelle, les athlètes s'entraînent en chambre hypoxique. Celles-ci sont en général assez petites, et il y est difficile de réaliser un sprint en conditions réelles. C'est donc pour remédier à ce second problème que les athlètes s'entraînent la grande majorité du temps sur ergocycle, ou, dans notre cas, sur tapis roulant.

Si toutes les études portant sur le RSH ont un point commun, à savoir l'utilisation de l'hypoxie, les dispositifs expérimentaux sont variables. Comme déjà décrit, certaines se déroulent en chambre hypoxique normobare (Piperi et al. 2024), tandis que d'autres utilisent l'hypoventilation (Précart et al. 2025). D'autre part, beaucoup de ces études réalisent leurs tests sur ergocycle (Piperi et al. 2024 ; Faiss et al. 2013), tandis qu'un nombre plus restreint utilisent des tapis motorisés (Hansen et al. 2024). Enfin, certaines recherches utilisent un tapis non motorisé (Tong et al. 2021 ; Galvin et al. 2013).

Malgré la condition hypoxique commune à ces différentes études, il est légitime de se demander si les différents protocoles expérimentaux n'ont pas, eux aussi, un rôle à jouer dans l'amélioration de la performance après un bloc de RSH. Dès lors, il est rationnel de comparer ces différents dispositifs indépendamment de la composante commune hypoxique, afin de vérifier si les adaptations et améliorations de performance peuvent être dues à d'autres facteurs.

Comparaison terrain extérieur, tapis motorisé et NMCT

Dans le cadre de ce mémoire, nous axons notre travail sur le sprint en course à pied. Bien qu'une étude déjà citée (Hansen et al. 2024) utilise des tapis motorisés pour l'entraînement RSH, ceux-ci présentent une grande limite : leur vitesse de rotation est nettement limitée. À titre d'exemple, le tapis SprintMaster High-End Loopband (Atletica, Allemagne) a une vitesse de pointe annoncée de 25 km/h. Si cela convient pour des allures de semi-fond, les vitesses atteintes en sprint sont bien plus élevées. Lors de son record du monde en 2009, Usain Bolt a atteint une vitesse de pointe de 44,72 km/h. Dès lors, les athlètes d'élite se tournent vers un autre outil : le tapis roulant incurvé non motorisé (Non-Motorized Curved Treadmill, NMCT).

Avant d'aborder le sujet du NMCT, il semble nécessaire de revenir sur les tapis roulants motorisés « classiques ». Le tapis roulant motorisé est un outil des plus utiles dans le monde du sport, notamment dans le contexte de la recherche ou de la performance. À l'image d'un test visant à déterminer la VO₂max d'un individu, une course sur tapis roulant rend plus facile le recueil de données (comme la lactatémie ou le RER, *Respiratory Exchange Ratio*). Moins spécifiquement, il

peut être un outil confortable pour remplacer une course extérieure, par exemple en hiver.

D'un point de vue biomécanique, pour une course stable à vitesse constante et non maximale, les courses sur tapis motorisé (Motorized Treadmill, MT) et sur terrain extérieur (que nous appellerons désormais « overground », OVG) sont similaires. Un grand nombre d'études rapporte que ces deux types de courses sont comparables dans leurs mesures spatiotemporelles, cinétiques, cinématiques, et même sur l'activité musculaire (Van Hooren et al. 2019 ; Riley et al. 2008 ; Nigg et al. 1995). Il existe évidemment de légères différences entre ces deux conditions. Van Hooren et al. (2019) rapportent par exemple un pied plus plat lors du contact avec le tapis, un plus petit abaissement du centre de masse, ainsi qu'une force lors de la propulsion plus faible sur le tapis motorisé.

Toutefois, le paysage est différent lorsque l'on compare un sprint OVG et un sprint sur MT. Même si la littérature scientifique se concentre majoritairement sur des vitesses submaximales, il existe tout de même quelques études analysant le sprint. Parmi celles-ci, on retrouve une étude de McKenna et al. (2007) qui constate entre autres, pour le MT, un temps de contact plus élevé, une phase de freinage plus longue, une jambe plus tendue au moment du *footstrike*, ainsi qu'une extension de hanche plus rapide. L'étude de Van Caekenberghe et al. (2013), nous permet de résumer cette section de la manière suivante : la course sur un tapis roulant motorisé modifie la cinématique et la cinétique du sprint en raison de l'absence de forces de propulsion nécessaires pour surmonter l'inertie du corps.

Spécificité du NMCT et paysage scientifique actuel

Récemment, les NMCT ont gagné en popularité, aussi bien auprès des chercheurs que des athlètes, et même de la population générale (Encarnación-Martínez et al. 2021). Ces tapis sont conçus en tant qu'hybride entre les tapis motorisés et la course OVG. Catalá-Vilaplana et al. (2025) décrivent le fonctionnement de cet outil : « Contrairement aux MT, les NMCT n'ont pas de moteur et requièrent du coureur de propulser la bande à chaque pas, ce qui permet au coureur de déterminer lui-même sa vitesse de course ». Cette particularité, couplée à l'incurvation du tapis constitue un argument marketing important pour

les entreprises de fabrication de tapis. En effet, les NMCT sont présentés comme des outils « plus naturels » et se rapprochant de la biomécanique de course en OVG. Néanmoins, peu d'études biomécaniques s'intéressent aux NMCT. En dehors des études analysant les demandes cardio-métaboliques (Catalá-Vilaplana et al. 2025, Edwards et al. 2017), ou l'activation musculaire sur tapis non motorisé (Montgomery et al. 2016), très peu d'études ont ciblé l'aspect biomécanique de la course sur NMCT. Parmi celles-ci, il semble important de mentionner celle de Catalá-Vilaplana et al. (2023), dont le titre « *Curved non-motorized treadmills do not biomechanically replicate overground running better than motorized treadmills* » est assez équivoque. Toutefois, cette étude cible précisément une course à intensité constante et modérée.

Si cette dernière étude se concentre sur une course constante à allure modérée, aucune étude à ce jour ne s'est intéressée à la biomécanique spécifique au sprint sur tapis incurvé non motorisé. Pour rappel, l'entraînement RSH sur NMCT semble améliorer la performance des athlètes. Si la majeure partie de cette amélioration est due à des adaptations cardio-vasculaires, le tapis incurvé lui-même pourrait avoir un rôle à jouer sur la cinématique de sprint, et favoriser certaines adaptations neuromusculaires.

Gap méthodologique : absence de tapis incurvé instrumenté

L'étude biomécanique du sprint est principalement fondée sur deux disciplines distinctes, mais complémentaires. D'une part, la cinématique s'intéresse aux déplacements spatio-temporels des différents segments corporels. Ce premier aspect n'est pas un problème dans notre cas. En effet, plusieurs systèmes de *motion capture* existent, à l'image de Qualisys (Göteborg, Suède), et sont très performants (leur précision est submillimétrique, (Topley & Richards. 2020)). D'autre part, la cinétique concerne l'étude des forces mesurées lors de mouvements. Parmi celles-ci, la force de réaction du sol est fondamentale. En effet, elle constitue une donnée d'entrée essentielle à la dynamique inverse, procédure mathématique qui permet de calculer les forces et les moments articulaires (notamment des membres inférieurs, utiles pour la course à pied et le sprint), à partir de la cinématique corporelle, des paramètres anthropométriques du coureur et des forces qui lui sont appliquées.

Les plateformes de force, qui permettent les mesures de forces de réaction du sol lors d'un mouvement particulier, sont l'outil principal de l'étude de la cinétique. Néanmoins, leur utilisation n'est pas optimale lorsque l'on touche à la course à pied, car elle se heurte à des contraintes logistiques importantes. Les laboratoires ne disposent en général que de quelques plateformes successives, ce qui empêche le coureur d'effectuer plusieurs cycles de pas. Dès lors, le nombre de données enregistrées est faible et difficile à interpréter avec fiabilité. Pour pallier ce problème, les chercheurs et entraîneurs utilisent aujourd'hui des tapis motorisés instrumentés, qui intègrent un système de mesure de forces et permettent de suivre l'évolution de la force de réaction du sol au cours d'une course de plus longue durée. Toutefois, ces tapis motorisés instrumentés présentent les mêmes limites que celles décrites précédemment (notamment en ce qui concerne la vitesse maximale possible). D'autre part, et à notre connaissance, il n'existe aucun NMCT instrumenté qui permettrait d'étendre l'étude de la cinétique au sprint spécifique à ces tapis. En résumé, pour comprendre si l'amélioration de performance après un RSH sur NMCT peut s'expliquer également par des différences biomécaniques, il faut tout d'abord être muni d'un outil de mesure valide pour détecter ces différences.

Dès lors, puisque ce type de tapis n'existe pas, nous proposons d'utiliser un système alternatif qui pourrait potentiellement être efficace, tout en tenant compte des contraintes logistiques des laboratoires. Ce type d'étude visant à tester la validité et la fiabilité d'un dispositif « maison » a, par ailleurs, déjà été testé dans le passé, à l'image de Kram et al. (1998) ou Paolini et al. (2007). Le dispositif expérimental que nous proposons est en réalité très simple : un NMCT posé sur une plateforme de force. L'objectif de notre travail est double. D'une part, nous testerons si ce dispositif permet de détecter fidèlement les pas et les phases aériennes lors d'un sprint, et si les forces enregistrées correspondent à la cinématique de sprint des différents participants. D'autre part, nous analyserons les forces enregistrées et déterminerons si celles-ci sont cohérentes. De manière connexe, nous essaierons de caractériser le sprint sur NMCT à travers plusieurs paramètres (durée de contact, fréquence de pas...) et les comparerons aux paramètres de sprints dans différentes conditions (OVG, MT). Ce travail est donc la première pierre d'un projet d'une plus grande envergure. Si les résultats de cette étude méthodologique s'avèrent positifs, ce projet pourrait se poursuivre via des

études purement biomécaniques, qui analysent réellement la cinétique et la cinématique du sprint sur NMCT.

Cadre théorique

Théorème de l'impulsion appliqué à un mouvement continu

L'ensemble des analyses de validité de cette étude repose sur un principe mécanique : le théorème de l'impulsion. Il découle directement de la seconde loi de Newton et exprime le fait que la variation de la quantité de mouvement sur un intervalle de temps donné est égale à l'intégrale des forces extérieures s'appliquant sur lui durant cet intervalle.

Lorsqu'un coureur se déplace, deux forces verticales s'appliquent sur son centre de masse : son poids (mg , orienté vers le bas) et la force de réaction du sol ($F_z(t)$, orientée vers le haut et variable au cours du temps). Nous pouvons donc appliquer la seconde loi de Newton à cet axe vertical :

$$F_z(t) - mg = m \cdot a_z(t)$$

où $a_z(t)$ désigne l'accélération verticale du centre de masse à l'instant t . Lorsque l'on intègre cette équation entre deux instants, t_1 et t_2 , qui correspondent à un cycle de course, on obtient la forme intégrale du théorème :

$$\int_{t_1}^{t_2} F_z(t) dt - mg \cdot (t_2 - t_1) = m \cdot \Delta v_z$$

Le terme de gauche représente la différence entre l'impulsion de la force de réaction du sol et celle du poids, tandis que le terme de droite exprime la variation de la quantité de mouvement du centre de masse sur l'intervalle.

Toutefois, lorsqu'un coureur court à vitesse stable, ce qui est le cas lors d'un sprint, le mouvement de son centre de masse est cyclique : à chaque pas, il retrouve la même hauteur et la même vitesse verticale que lors du cycle précédent. Autrement dit, sur la durée totale du cycle, la variation de vitesse verticale du centre de masse est nulle ($\Delta v_z = 0$). L'équation se simplifie donc :

$$\int_{t_1}^{t_2} F_z(t) dt = mg \cdot (t_2 - t_1)$$

Lorsque l'on divise les deux membres par la durée du cycle, on obtient l'équation de la force verticale moyenne :

$$\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} F_z(t) dt = mg$$

En d'autres termes, la force verticale moyenne exercée par le coureur sur le sol au cours d'un cycle¹ complet à vitesse constante est strictement égale à son poids corporel (PC). Malgré les fortes variations de forces durant le cycle (le pic de force verticale peut atteindre 3 fois le poids corporel à l'impact), ces valeurs sont pondérées par les temps des phases aérienne et de contact et convergent vers le poids du coureur.

Cette relation s'applique également à l'axe antéro-postérieur. Sur cet axe, la seule force appliquée au centre de masse est la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol. La relation s'écrit alors de la manière suivante :

$$\int F_x(t) dt = m \cdot \Delta v_x$$

À vitesse constante, sur un tapis roulant, Δv_x est nul, et la force antéro-postérieure moyenne doit alors converger vers 0.

Ces deux relations constituent la pierre angulaire de ce travail méthodologique. La section *Méthode et matériel* explique comment nous utiliserons ces relations pour déterminer la validité méthodologique de notre dispositif.

Hypothèses

En prenant appui sur ces relations, et dans le cas où notre dispositif expérimental vérifie la cohérence physique de calibration et de plausibilité métrologique, nous pouvons émettre les trois hypothèses suivantes :

- 1) Le ratio de la force de réaction du sol moyenne sur l'axe vertical sur le poids corporel lors d'un cycle ne sera pas statistiquement différent de 1.
- 2) La force de réaction du sol moyenne sur l'axe antéro-postérieur lors d'un cycle ne sera pas statistiquement différente de 0 N.

¹ Cycle = un pas + une phase aérienne

- 3) La force de réaction du sol moyenne sur l'axe vertical mesurée en phase aérienne ne sera pas statistiquement différente de 0 N.

Précisons toutefois que ce dernier point ne découle pas directement du théorème de l'impulsion, mais qu'il s'agit d'un critère qui repose sur un principe physique (en phase aérienne, par définition, aucune force de réaction du sol n'est exercée). Il permet donc de détecter un potentiel bruit résiduel du tapis (voir section *Méthode*).

Méthode et matériel

Matériel pour l'acquisition des données cinématiques

Qualisys Track Manager

Le système d'enregistrement vidéo utilisé pour cette expérience est un système de la société Qualisys (Göteborg, Suède), composé de plusieurs caméras infrarouges permettant la détection de marqueurs réfléchissants et leur modélisation dans un espace tridimensionnel. Si ce système est utile pour analyser entre autres des angles articulaires et le déplacement des segments corporels au cours du temps, la *motion capture* n'a pas une grande utilité dans le cadre de ce travail. Nous estimons donc qu'il n'est pas nécessaire de la développer. Toutefois, le dispositif expérimental comprenait une caméra MIQUS RGB qui permettait un enregistrement vidéo synchronisé. Cette caméra était placée à la droite du tapis, à environ 3 mètres, de manière à enregistrer une vue de profil des différents sprints permettant par la suite une vérification visuelle entre les forces enregistrées et la position du participant sur le tapis (cfr *Dispositif expérimental*).

Finalement, l'enregistrement des données cinétiques et cinématiques était synchronisé grâce à un système de déclenchement simultané « fait maison » (appelé « trigger »).

Matériel pour l'acquisition des données cinétiques

Plateformes de force

Les plateformes de force (Fig. 3), initialement construites pour étudier la marche des éléphants (Genin et al. 2010) ont été développées par Arsalis (Glabais, Belgique), spin off de l'Université Catholique de Louvain. Le laboratoire compte 20 plateformes de force (formant un rectangle de 2 x 10), toutes connectables entre elles. Pour les besoins de l'expérience, seules deux plateformes montées au niveau du sol ont été nécessaires pour soutenir le tapis dans sa totalité. Chaque plateforme a une superficie d'un mètre carré, pareillement aux études de Genin et al. (2010) et Meurisse et al. (2016). Enfin, la fréquence d'échantillonnage des données cinétiques était de 1000 Hz.

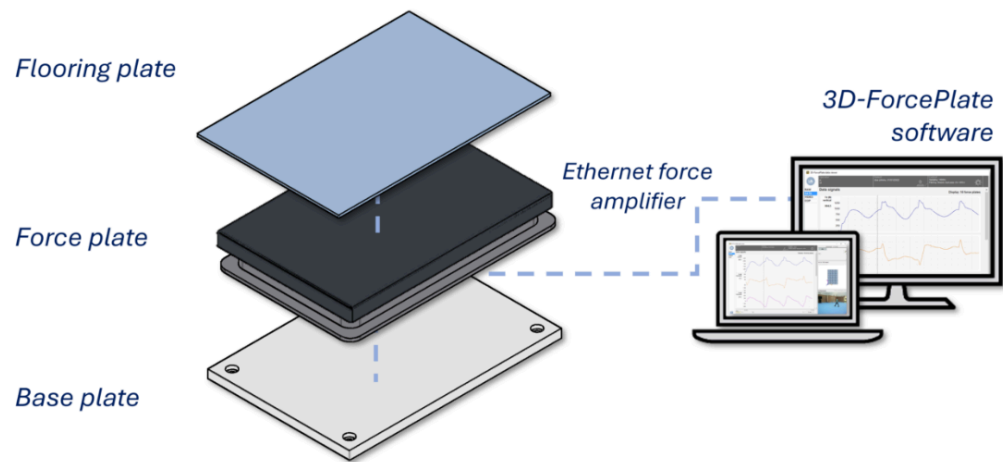


Fig. 3. Schéma des plateformes de force Aarsalis, connectées via Ethernet au logiciel. <https://www.aarsalis.com/products/force-plates/>

Tapis

Le tapis de course (modèle *Woodway Curve Trainer*, Fig. 4) utilisé provient de l'entreprise Woodway (USA). Il s'agit d'un tapis incurvé non motorisé aux dimensions suivantes : 185 x 84 x 170 cm. La surface de course est, quant à elle, de 170 x 43 cm. Le poids total de la machine approche les 159 kilos. Sa courbure est d'environ 3 %. Il oblige l'athlète à générer lui-même l'accélération. Les bandes sont des lattes en caoutchouc de type *slat belt*. Le tapis était connecté par câble au logiciel « Curve », qui permet d'extraire et d'enregistrer les données du tapis lorsqu'il est utilisé (distance, vitesse, travail). Il était cependant impossible de lier le logiciel au *trigger*, et son enclenchement devait se faire manuellement.



Fig. 4. *Woodway Curve Trainer* (Woodway, USA).

Participants

L'échantillon de cette étude comporte 16 participants volontaires (14 hommes, 2 femmes), tous en bonne santé. Il s'agit d'athlètes amateurs, pratiquant la course à pied de manière régulière, à raison de minimum un entraînement par semaine depuis au moins un an. La masse moyenne et la taille moyenne des hommes sont respectivement de 72,53 kg ($\pm 8,31$) et de 178,64 cm ($\pm 5,4$). La moyenne d'âge est de 23,36 ans ($\pm 2,34$). La moyenne d'âge des femmes est de 21,5 ans ($\pm 0,71$), la moyenne de masse est de 61,28 kg ($\pm 8,84$) pour une taille de 163 cm ($\pm 8,48$) (Tableau 1).

Tableau 1. *Données anthropométriques et âge des participants*

Participant (Hommes)	Masse (kg)	Taille (cm)	Âge
1	74,03	179	22
2	67,23	170	28
3	75,47	186	22
4	69,92	173	23
5	65,90	180	22
6	74,47	174	26
7	74,7	180	23
8	88,4	189	22
9	71,7	180	22
10	61,09	174	22
11	83,68	180	27
12	64,32	173	21
13	82,82	184	26
14	61,63	179	21
Moyenne	72,526	178,64	23,36
Participant (Femmes)			
1	67,53	169	22
2	55,02	157	21
Moyenne	61,28	163	21,5

Dispositif expérimental

Le tapis incurvé reposait sur 2 plateformes de force adjacentes (Fig. 5). Avant chaque session de test, nous effectuons le calibrage du système de capture. Pour ce faire, une équerre de calibration, comprenant 4 marqueurs réfléchissants, était déposée sur le bord arrière droit du tapis. Deux blocs de bois soutenaient cette équerre pour qu'elle soit parallèle au sol, ce que nous pouvions vérifier grâce aux niveaux intégrés à cette équerre (Fig. 6). Dans l'espace en 3D créé sur Qualisys, la position de l'équerre représente la coordonnée (0;0;0).



Fig. 5. *Dispositif expérimental. Le tapis est posé sur 2 plateformes de force adjacentes et connectées.*

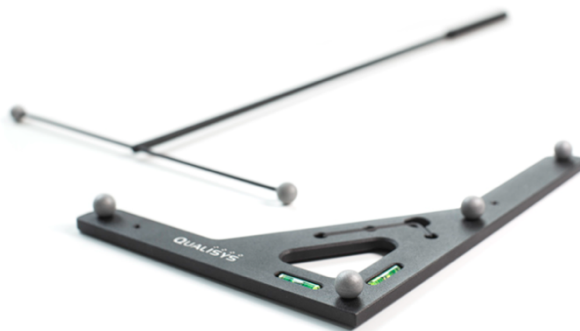


Fig. 6. *T (en haut) et équerre (en bas) de calibration.*

Protocole

Les participants étaient répartis en trois groupes de 3 et trois groupes de 2. Un participant a réalisé le test seul pour des raisons organisationnelles. Chaque session de test durait approximativement 1h30 (1h pour l'individu seul), de l'échauffement à la fin du test. Au début de la session, chaque participant remplissait un accord de participation à l'étude. Ensuite, avant de commencer l'échauffement, chaque participant se plaçait sur le tapis. Ceci permettait de vérifier qu'il ne portait aucun objet réfléchissant, pouvant être confondu avec un marqueur par QTM. Si un objet réfléchissant était remarqué, nous trouvions une solution pour qu'il ne soit plus visible par les caméras (retourner le t-shirt ou placer du tape sur la partie réfléchissante).

L'échauffement était standardisé et commençait par un footing collectif de 15 minutes, sur un parcours de 2,94 km en extérieur, à une vitesse moyenne d'environ 5'40''/km. De retour au laboratoire, après avoir essuyé les jambes des participants, nous placions 4 marqueurs sur chaque pied (talon, malléole latérale, tête du 5^e métatarsien, sous la malléole médiale).

Chaque participant effectuait trois courses d'entraînement sur le tapis roulant :

- 1) 15 secondes de marche.
- 2) 15 secondes de footing.
- 3) Accélération jusqu'à atteindre sa vitesse maximale ressentie.

Pour la dernière course (course n°3), les participants devaient accélérer progressivement sur le tapis. La consigne était d'interrompre leur effort lorsqu'ils pensaient avoir atteint leur vitesse de pointe (vitesse maximale).

La phase de test était composée de 3 sprints de 10 secondes. Tout comme pour l'échauffement, chaque participant effectuait le sprint n°1, puis le sprint n°2 et enfin le sprint n°3.

Avant qu'il ne monte sur le tapis, la tare était effectuée. Le participant pouvait ensuite prendre position dessus, et son poids était alors mesuré via le même logiciel que celui utilisé durant les différents essais (Arsalis). Nous lui demandions de bouger les jambes afin de vérifier que QTM détectait bien les 8 marqueurs. Quand toutes les vérifications étaient faites, le premier expérimentateur réalisait un décompte de trois secondes et finissait par « go », qui signifiait le départ du sprint

pour le participant. Au « go », le premier expérimentateur déclenchait le *trigger*, tandis que le second expérimentateur lançait manuellement l'enregistrement des données du tapis (cfr *Matériel, tapis*). Le participant était autorisé à se tenir à la barre du tapis durant ses deux premiers appuis, de manière à faciliter la mise en route de celui-ci. Après 2 pas, il devait la lâcher.

L'enregistrement des données cinétiques et cinématiques s'arrêtait automatiquement après 10 secondes, tandis que celui des données du tapis se faisait manuellement au même moment par le second expérimentateur. Le premier expérimentateur mimait un signe de croix avec ses bras pour signaler au participant l'arrêt de sa course. Le premier participant se reposait ensuite pendant que les autres participants réalisaient à leur tour le premier sprint. Ceci correspondait approximativement à un temps de 4 minutes, temps qui ne permet pas de restaurer complètement la performance après un sprint de 10 secondes (Bogdanis et al. 1995 ; Bogdanis et al. 1996 ; Bogdanis et al. 1998). Même si notre étude ne porte pas sur la performance à proprement parler de la répétition de sprints, ce temps de repos court doit être toutefois considéré comme une limite de l'étude et pourrait avoir un impact sur la reproductibilité intrasujet.

Le temps de sprint s'est porté sur une durée de 10 secondes. Bien que Stewart & Turner (2013) définisse un sprint comme un effort maximal de moins de 6 secondes, une durée de 10 secondes nous donne une plage de données plus grande à analyser.

Analyse de la vitesse et de l'accélération

Comme cela a été décrit précédemment, l'enregistrement des données de vitesse du tapis se faisait manuellement. Dès lors, la durée moyenne de ces enregistrements était supérieure à 10 secondes ($13,267 \text{ s} \pm 1,270 \text{ s}$) et comprenait la phase de décélération des participants. Pour conserver une cohérence temporelle, nous avons déterminé une fenêtre d'analyse débutant au premier instant où la vitesse du tapis dépasse 1 km/h et se terminant exactement 10 secondes plus tard. Au sein de cette fenêtre, la phase stationnaire a été déterminée comme la période s'étendant du premier instant où la vitesse a atteint 95 % de la vitesse maximale, jusqu'à la fin de la fenêtre d'analyse. En raison d'un accès tardif au logiciel *Curve* durant la prise de données, l'échantillon se limite à 12 participants (10 hommes et 2 femmes).

Traitement des données cinétiques et cinématiques.

La première étape du traitement de données consistait en une vérification visuelle des données cinétiques enregistrées. Pour ce faire, nous avons conçu un logiciel permettant de visualiser simultanément la vidéo d'un sprint au ralenti et de la comparer aux données cinétiques correspondantes. Ces données étaient présentées sous la forme d'un graphique de l'évolution de la force en fonction du temps (Fig. 7). Chaque vidéo (total : 48) a été traitée de la sorte.

Pour démarrer le tapis, il est nécessaire de se tenir à la barre transversale de celui-ci. Dès lors, une force est détectée par la plateforme de force, même si le coureur est en phase aérienne. Pour cette raison, nous avons délimité notre recueil de données à une fenêtre commençant à la frame précise où le coureur lâche la barre. Cette fenêtre d'analyse est assez stable entre les différents sprints ($7,713s \pm 0,643s$). Elle est donc différente de celle qui analyse la vitesse et l'accélération des différents participants.

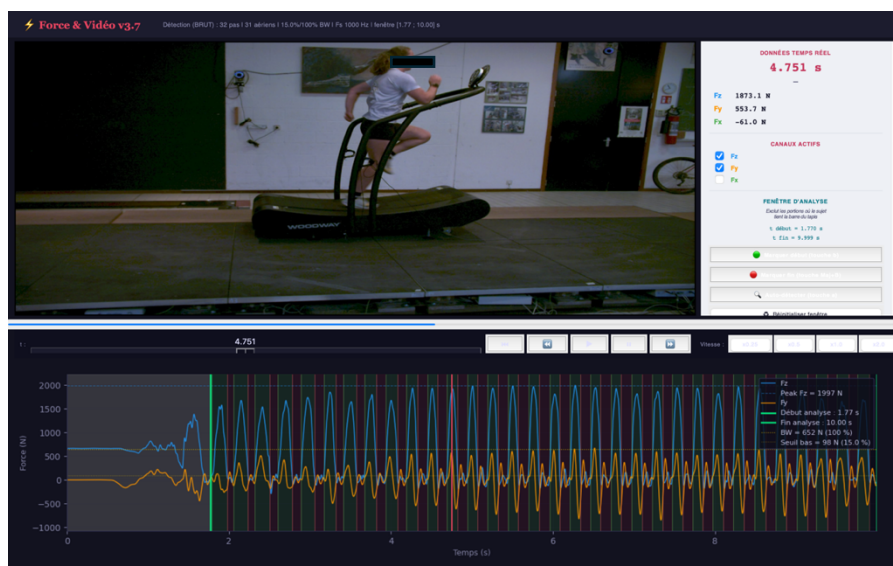


Fig. 7. Capture d'écran du logiciel de traitement de données. La vidéo est synchronisée avec le trait rouge et permet de vérifier la concordance entre la cinématique de course et la cinétique enregistrée par la plateforme de force. La courbe correspond aux évolutions de la force verticale (F_z , bleu) et de la force antéro-postérieure (F_y , orange) de réaction du sol en fonction du temps. Les forces instantanées (F_z , F_y et F_x) sont montrées dans le cadre blanc sur la droite du logiciel. La fenêtre d'analyse débute au trait vert, les zones vertes représentent les phases de contact (voir ci-après).

Détection des pas

Le logiciel permettait la détection des pas et des phases aériennes. Pour ce faire, il était nécessaire de renseigner le poids du participant, mesuré au préalable, ainsi qu'un seuil de détection des pas. Cette valeur seuil diffère dans la littérature scientifique, et se place généralement entre 10 et 25 N (Fellin et al. 2010 ; Gómez-Pérez et al. 2021 ; Mo & Chow 2018). Néanmoins, notre échantillon étant très hétérogène en ce qui concerne le PC, nous avons décidé de fixer un seuil proportionnel au poids de chaque participant plutôt qu'un seuil absolu. Par ailleurs, il est difficile de déterminer un seuil absolu en ne connaissant pas le potentiel bruit parasite de la bande (si nous fixons un seuil à 15 N et que la vibration de la bande peut émettre jusqu'à 20 N, cela fausse les données). Initialement fixé à 10 %, nous l'avons élevé par la suite à 15 % du PC. Il s'agit là de la première valeur de seuil pour laquelle tous les pas de chaque participant étaient correctement détectés par le logiciel (à 10 %, certains pas étaient fusionnés).

Le logiciel calcule chaque moment où la force enregistrée devient supérieure au poids du participant, puis recule ou avance jusqu'à ce que la force enregistrée soit inférieure au seuil fixé (en l'occurrence 15 % du PC). Le graphique de la force en fonction du temps est détaillé dans les Fig. 8 (Fz, force verticale) et Fig. 9 (Fy, force antéro-postérieure). Dans l'optique d'une potentielle analyse d'un filtrage passe-bas Butterworth d'ordre 4 sur les données, nous avons enregistré 5 fois les données de chaque essai (une fois pour chaque filtre testé : brut, 30 Hz, 25 Hz, 20 Hz et 15 Hz). Toutes ces données ont été compilées dans un tableau Excel global. Puisque chaque participant a effectué trois sprints, le tableau global compte 240 lignes (16 participants X 3 essais X 5 conditions).

Pour les analyses statistiques, la fréquence de coupure a été fixée à 30 Hz pour l'axe vertical, et 25 Hz pour l'axe antéro-postérieur. Ces fréquences sont en cohérence avec l'étude de Morin et al. (2012), qui présente les déterminants mécaniques de la performance de sprint.

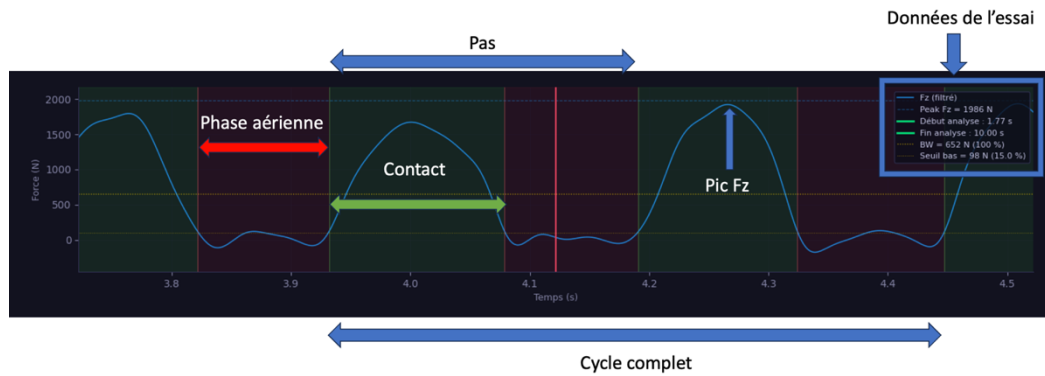


Fig. 8. Agrandissement du graphe de F_z en fonction du temps. Les phases de contact sont colorées en vert, les phases aériennes ne sont pas colorées. Le trait rouge représente la synchronisation entre la vidéo enregistrée et la force détectée.

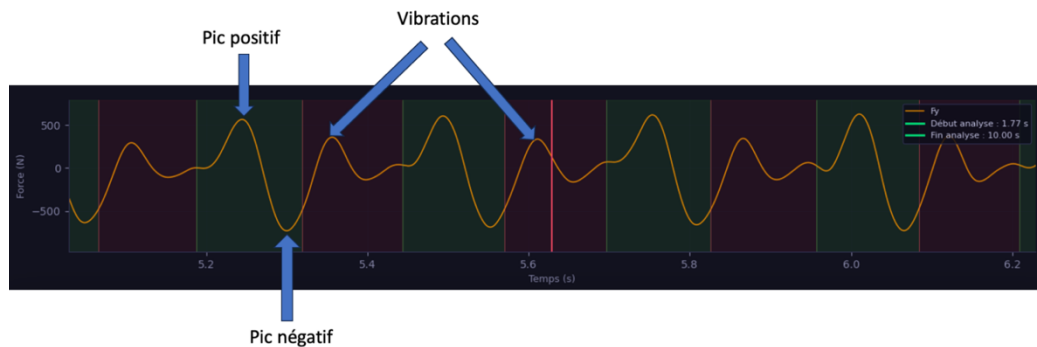


Fig. 9. Agrandissement du graphe de F_y en fonction du temps. Le pic positif est dû à la phase de freinage, dans laquelle le coureur exerce une force vers l'avant, tandis que le pic négatif correspond à la phase de propulsion du coureur, dans laquelle la force est orientée vers l'arrière. Les forces détectées durant les phases aériennes sont issues des vibrations de la bande, aussi bien pour la Fig. 8 que la Fig. 9.

Une fois les pas détectés, nous obtenions les statistiques de différents paramètres pour chaque essai. Pour ne pas nous étendre, nous citerons les paramètres présentant un intérêt dans le cadre de ce travail : durée de la fenêtre d'analyse, nombre de pas, nombre de phases aériennes, durée de contact moyenne, durée de la phase aérienne moyenne, cadence moyenne, pic F_z moyen, F_z moyen aérien ($FzM_{aérien}$), F_z moyen sur le cycle (FzM_{cyc}), ratio FzM_{cyc}/PC , F_y moyen sur le cycle (FyM_{cycle}).

Analyse statistique

Fiabilité

Avant de déterminer si le dispositif est valide, il convient de vérifier que les données sont reproductibles. Pour ce faire, nous avons calculé le coefficient de variation ainsi que le coefficient de corrélation intraclasse pour chaque participant. Les métriques ciblées sont au nombre de 9 : durée de contact moyenne, durée de la phase aérienne moyenne, cadence moyenne, pic Fz moyen (Newton) , FzM_{aérien}, FzM_{cycle}, ratio FzM_{cycle}/PC, pic Fz moyen (en nombre de fois le PC), FyM_{cycle}. Deux coefficients sont calculés à partir de ces données pour déterminer la fiabilité du système : le coefficient de variation et le coefficient intraclasse.

Validité

Pour rappel, l'objectif de ce travail est, entre autres, d'évaluer la validité d'une mesure des forces de réaction du sol lors d'un sprint sur un tapis placé sur des plateformes de force. Dès lors, nous avons déterminé quatre analyses statistiques à effectuer, chacune présentant un objectif précis.

1) Ratio Fz moyen du cycle / Poids corporel → Calibration verticale

Pour vérifier la calibration verticale du dispositif durant chaque sprint, nous avons basé notre analyse sur le théorème de l'impulsion appliqué à un mouvement uniforme (détaillé dans la section *Cadre théorique*), qui stipule que la force verticale moyenne sur un cycle est strictement égale au poids du participant. Par conséquent, ce théorème aboutit à la conclusion suivante : $\frac{FzM_{cycle}}{PC} = 1$, où FzM_{cycle} correspond à la force verticale moyenne sur un cycle, et PC correspond au poids corporel du participant. Après avoir déterminé le ratio moyen pour chaque essai (moyenne des ratios de tous les cycles d'un essai), il restait à calculer la moyenne de ce ratio pour chaque participant (moyenne des 3 essais) et finalement comparer ces résultats avec la valeur théorique de 1. Nous considérons la calibration verticale valide si le ratio n'est pas statistiquement différent de 1. Étant donné que le dispositif n'est pas comparé directement à des données de référence, nous définissons le terme « validité » par une cohérence satisfaisante avec les prédictions mécaniques des mesures.

2) Comparaison de F_z aérien moyen → Quantification du bruit résiduel

Pour quantifier le bruit résiduel du système (majoritairement les vibrations dues à la rotation de la bande), nous avons également fait le choix d'analyser le signal de force verticale en phase aérienne. Dans l'idéal, le tapis n'émettrait pas de bruit. En termes biomécaniques, ceci se traduirait par une force verticale moyenne durant la phase aérienne de 0 N. De la même manière que pour le ratio $F_z M_{\text{cycle}}/PC$, nous avons calculé les moyennes des forces en phase aérienne de chaque essai, puis calculé la moyenne de ces résultats pour chaque participant. Ces moyennes ont été comparées avec la valeur théorique de 0 N (valeur si le tapis n'émet aucun bruit). Nous considérons que le bruit émis par la vibration de la bande est acceptable si celui-ci n'est pas statistiquement différent de 0.

3) Comparaison de F_y moyen → Calibration antéro-postérieure

L'analyse de la composante antéro-postérieure de la force de réaction du sol (F_y) repose sur le même principe que celle verticale, mais transposée à l'axe horizontal. Ici, la résultante des forces horizontales se résume à F_y , les frottements de l'air étant négligés. En reprenant le théorème de l'impulsion, pour autant que le sprint soit fait à vitesse constante ($\Delta v = 0$) au sein de la fenêtre d'analyse, la force antéro-postérieure moyenne devrait converger vers zéro. Dans ce cas, il faut comprendre que Δv est lié à la vitesse du centre de masse, qui ne varie presque pas puisque le centre de masse est presque immobile au sein du système « tapis + coureur ». En d'autres termes, ce n'est pas la vitesse de la bande qu'il faut prendre en compte, mais bien la vitesse antéro-postérieure du centre de masse. Par ailleurs, puisque la fenêtre d'analyse débute lorsque le participant lâche la barre, sa vitesse maximale est pratiquement atteinte, et la vitesse moyenne de la fenêtre d'analyse ne varie que très peu. La comparaison de cette force antéro-postérieure moyenne avec la valeur théorique de 0 permet d'une part de valider la calibration du système sur l'axe y, et d'autre part de vérifier la robustesse de la fenêtre d'analyse. Nous considérons que la calibration antéro-postérieure est valide si la F_y moyenne n'est pas statistiquement différente de 0.

4) Analyse de Bland-Altman

Si les tests statistiques permettent de détecter des différences statistiques entre les valeurs enregistrées et les valeurs biomécaniques théoriques, ces tests ne donnent qu'une réponse binaire : oui, une différence statistique existe, ou non, aucune différence statistique n'existe. Pour compléter ces résultats binaires, nous avons effectué une analyse de Bland-Altman (Bland & Altman 1986).

À l'origine, cette analyse compare deux méthodes de mesure indépendantes fournissant chacune une valeur pour un individu. Notre travail, quant à lui, porte sur la comparaison d'une valeur avec une valeur théorique ($FzM_{\text{cycle}}/PC = 1$, $FzM_{\text{aérien}} = 0$; $FyM_{\text{cycle}} = 0$). Nous avons donc adapté la méthode à des fins descriptives en calculant le biais (moyenne des différences individuelles entre mesure et référence), et les limites d'agrément ($LSA = \text{le biais} \pm 1,96 \times \text{l'écart-type des différences}$), qui délimitent l'intervalle dans lequel sont attendus 95 % des différences entre individus.

Par conséquent, les graphiques présentés doivent être interprétés comme une description visuelle du biais et de son intervalle, plutôt que comme une analyse de Bland-Altman classique. Toutefois, par souci de compréhension, nous emploierons le terme « analyse de Bland-Altman » tout au long de ce travail.

Résultats

Vitesse et accélération

Participant typique

Les Fig. 10 et 11 illustrent l'évolution de la vitesse de deux participants en fonction du temps. La partie grisée correspond à la fenêtre d'analyse (10s), tandis que le rectangle jaune représente la phase stationnaire (période durant laquelle la vitesse est supérieure à 95 % de la vitesse maximale). Les traits pointillés verts et rouges constituent les bornes de la fenêtre d'analyse.

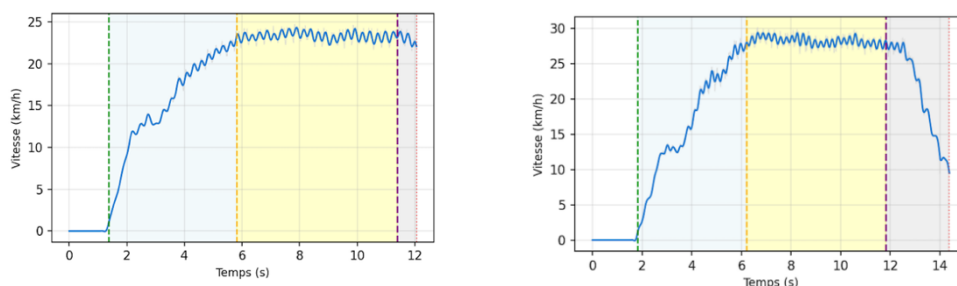


Fig. 10 et 11. Évolution de la vitesse en fonction du temps lors du premier essai.

On constate que la figure de droite présente une grande décélération à partir de 12 secondes, ce qui justifie, entre autres, notre choix de délimiter une fenêtre d'analyse pour éviter de contaminer l'analyse de données.

La vitesse maximale moyenne (moyenne des vitesses maximales de chaque participant, $V_{\max}$) atteinte par les hommes s'élève à 27,96 km/h ($\pm 1,58$ km/h). La « meilleure » vitesse maximale moyenne (moyenne de la vitesse maximale atteinte sur l'ensemble des 3 essais, $V_{\max_{\text{best}}}$) est, quant à elle, de 28,46 km/h ($\pm 1,60$ km/h). La vitesse moyenne en phase stationnaire (V_{stat}) est de 26,47 km/h ($\pm 1,56$ km/h), et la durée de cette phase ($\text{Durée}_{\text{stat}}$) s'élève en moyenne à 4,90s ($\pm 0,81$ s), tandis que la phase d'accélération ($\text{Durée}_{\text{acc}}$) est plus longue (5,06s, $\pm 0,82$ s). Enfin, l'accélération maximale moyenne ($\text{Acc}_{\max}$) durant la première phase s'élève à 7,95 m/s² ($\pm 1,61$ m/s²).

Les valeurs sont plus faibles pour les deux participants féminins : $V_{\max} = 20,021$; 24,615, $V_{\max_{\text{best}}} = 21,190$; 24,791, $V_{\text{stat}} = 19,161$; 23,517, $\text{Durée}_{\text{stat}} = 2,891$; 5,604, $\text{Durée}_{\text{acc}} = 7,109$; 4,344, $\text{Acc}_{\max} = 5,111$; 5,936.

Test de fiabilité

Calcul du coefficient de variation (CV)

Le coefficient de variation intrasujet (Tableau 2) est compris dans un pourcentage allant de 0,38 à 5,23 pour les variables où il est interprétable. Pour le Fz moyen aérien ($M = 14,15$ N) et le Fy moyen du cycle ($M = 0,08$ N), dont la moyenne de groupe est proche de zéro, le CV n'est pas interprétable ; l'écart-type intrasujet moyen est rapporté à la place : respectivement 4,70 N (étendue 0,33–15,97) et 2,12 N (étendue 0,47–4,86).

Tableau 2. *Coefficients de variation intrasujet*

Variable	M $\pm$ SD	CV moyen (%)	Étendue (%)
Ratio FzM _{cycle} /PC (-)	1,010 $\pm$ 0,024	0,38	0,05 – 1,89
Fz moyen du cycle (N)	703,9 $\pm$ 83,9	0,42	0,05 – 1,89
Cadence moyenne (Hz)	4,04 $\pm$ 0,27	2,32	0,15 – 9,50
Pic Fz moyen (PC)	2,66 $\pm$ 0,17	2,55	0,21 – 6,59
Pic Fz moyen (N)	1854 $\pm$ 226	2,59	0,75 – 6,59
Durée aérienne moyenne (ms)	102,0 $\pm$ 9,8	4,19	0,64 – 11,76
Durée de contact moyenne (ms)	147,4 $\pm$ 14,1	5,23	1,00 – 20,53

Calcul du coefficient intraclass (ICC)

Les coefficients intraclass variaient de 0,130 à 0,997. Le FzM_{cycle} a montré un ICC de 0,997, le pic Fz moyen de 0,948, et le ratio FzM_{cycle}/PC de 0,940. La fiabilité était moins stable pour les variables temporelles, avec un ICC de 0,816 pour la cadence, 0,778 pour la durée aérienne et 0,572 pour la durée de contact. Les ICC les plus bas ont été observés pour le Fz moyen aérien (0,486) et la force antéro-postérieure (0,130)

Tableau 3. *Coefficients de corrélation intraclass ICC(3,1) et intervalles de confiance à 95 %*

Variable	ICC(3,1)	IC 95 %
Ratio FzM _{cycle} /PC (-)	0,940	[0,869 ; 0,977]
Fz moyen aérien (N)	0,486	[0,180 ; 0,753]
Fz moyen du cycle(N)	0,997	[0,992 ; 0,999]
Pic Fz moyen (N)	0,948	[0,885 ; 0,980]
Pic Fz moyen (PC)	0,833	[0,664 ; 0,932]
Durée de contact moyenne (ms)	0,572	[0,280 ; 0,803]
Durée aérienne moyenne (ms)	0,778	[0,571 ; 0,907]

Cadence moyenne (Hz)	0,816	[0,634 ; 0,925]
Force antéro-postérieure moyenne (N)	0,130	[-0,142 ; 0,485]

Test de validité

Test de la normalité

Les tests statistiques ont été réalisés sur JASP. Après avoir réalisé le test Shapiro-Wilk afin de tester la normalité de la distribution des données, il apparaît que la distribution est normale pour les variables Fz moyen aérien (N) et Fy moyen du cycle (N) alors que la normalité n'est pas vérifiée pour la variable Ratio FzM cycle/PC (Tableau 4). Il convient donc d'utiliser le test t de Student pour les deux premières et le test de Wilcoxon pour la dernière.

Tableau 4. Statistiques descriptives et test de normalité (Shapiro-Wilk)

Variable	M ± SD	CV (variabilité intersujet (%))	Shapiro-Wilk (W ; p)	Distribution
Ratio FzMcycle/PC (-)	1,010 ± 0,024	2,36	0,521 ; < 0,001	Non normale
Fz moyen aérien (N)	14,15 ± 6,81	48,11	0,951 ; 0,503	Normale
Fy moyen du cycle (N)	0,08 ± 1,69	—	0,945 ; 0,415	Normale

Note. Pour Fy, le CV n'est pas interprétable (M proche de 0 ; voir Tableau 2).

Comparaison des trois métriques par rapport à leurs valeurs théoriques de référence (0, 1)

Le ratio moyen FzM_{cycle} / PC vaut 1,010 ± 0,024 (n = 16). Le test non paramétrique de Wilcoxon indique une différence significative (V = 116, p = 0,011 ; estimation de Hodges-Lehmann de la différence = 0,005, IC 95 % [0,002 ; 0,010]).

La force verticale moyenne en phase aérienne diffère significativement de la valeur théorique de 0 N (FzM_{aérien} = 14,15 ± 6,81 N ; t(15) = 8,31, p < 0,001, d = 2,08 ; IC 95 % [10,52 ; 17,78]).

La force antéro-postérieure moyenne par cycle n'est pas statistiquement différente de la valeur théorique de 0 N (Fy cycle = 0,08 ± 1,69 N ; t(15) = 0,18, p = 0,860, d = 0,045 ; IC 95 % [-0,82 ; +0,98]).

Tableau 5. Comparaison des moyennes individuelles aux valeurs théoriques de référence

Variable	Réf.	Test	p	Effet	IC 95 % (écart)
Ratio FzM _{cycle} /PC (-)	1	V = 116	0,011	r _b = 0,706	[0,002 ; 0,010]
Fz moyen aérien (N)	0	t = 8,31	< 0,001	d = 2,08	[10,52 ; 17,78]
Fy moyen du cycle (N)	0	t = 0,18	0,860	d = 0,045	[-0,82 ; 0,98]

Note. df = 15 pour les tests t de Student. Le test est sélectionné selon le résultat du test de normalité de Shapiro-Wilk (Tableau 4) : test t de Student si la normalité est respectée (effet = d de Cohen ; écart = différence des moyennes), test de Wilcoxon sinon (effet = corrélation bisériale de rang r_b ; écart = estimateur de Hodges-Lehmann).

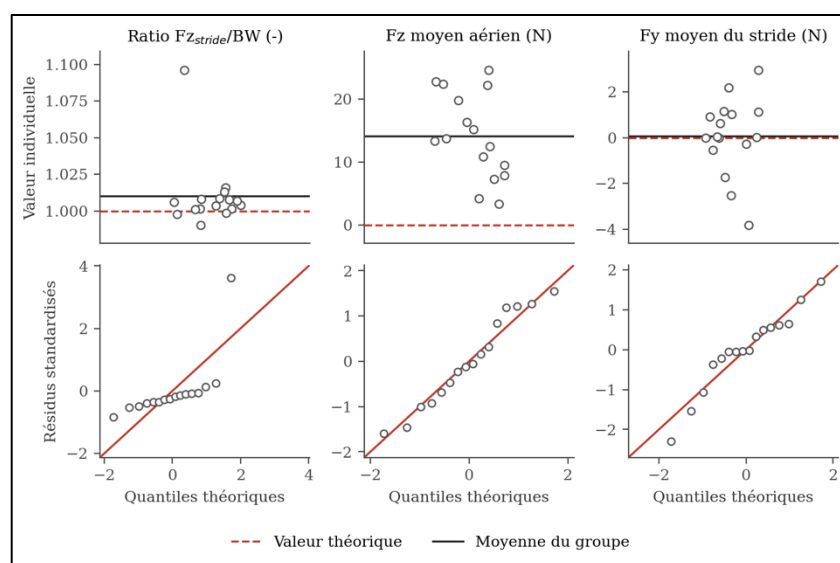


Fig. 12. Distribution individuelle des 16 participants (haut) et diagrammes Q-Q (bas)

Analyse de Bland-Altman

Ratio Fz moyen cycle/PC

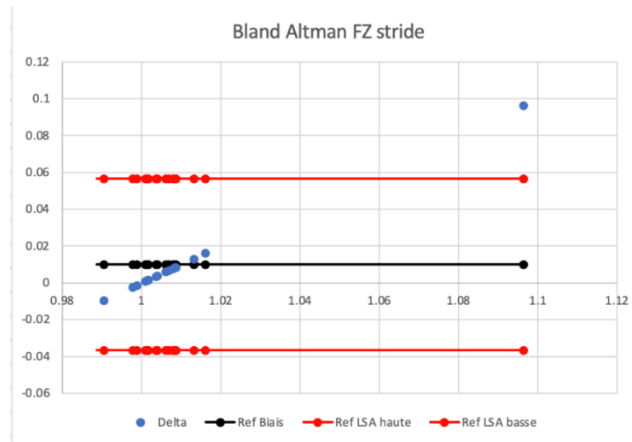


Fig. 13. Graphique de Bland-Altman pour le ratio Fz moyen par cycle / PC. L'axe x correspond au ratio moyen FzM_{cycle}/PC de chaque participant, l'axe y correspond à l'écart entre ce ratio et la valeur théorique de 1.

Le biais du ratio de la force verticale sur le PC est de $0,01 (\pm 0,024)$. Les limites d'agrément hautes et basses sont respectivement de 0,058 et de $-0,036$. Seul un des 16 participants se situe en dehors de ces bornes (point bleu dans le coin supérieur droit).

Fz aérien moyen

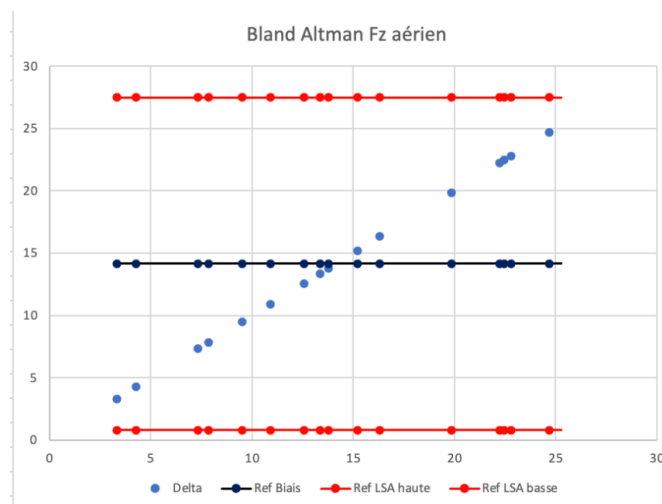


Fig. 14. Graphique de Bland-Altman pour le Fz moyen aérien. L'axe x correspond à Fz moyen en phase aérienne de chaque participant (N), l'axe y représente l'écart entre cette valeur et la valeur théorique de 0.

Le biais de la force verticale moyenne mesurée en phase aérienne est de 14,151 N ($\pm 6,808$). Les limites d'agrément hautes et basses sont respectivement de 27,495 et de 0,807. La totalité des participants se retrouve à l'intérieur des bornes de l'intervalle.

Fy cycle moyen

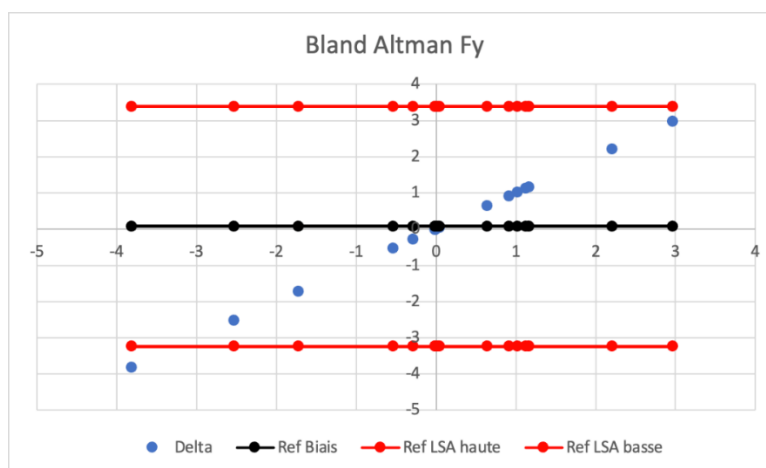


Fig. 15. Graphique de Bland-Altman pour la force antéro-postérieure moyenne sur un cycle. L'axe x correspond à F_y moyen de chaque participant (N), l'axe y représente l'écart entre cette valeur et la valeur théorique de 0.

Le biais de la force antéro-postérieure moyenne sur un cycle est de 0,076 N ($\pm 1,689$). Les limites d'agrément hautes et basses sont respectivement de 3,386 et de -3,234. Seul un participant se situe sous la borne inférieure de l'intervalle (coin inférieur gauche).

Tableau 6. Récapitulatif des biais et des limites d'agrément des différentes variables.

Variable	Biais	LSA Haute	LSA Basse
Ratio FzM_{cycle}/PC	0,01	0,058	-0,036
$FzM_{\text{aérien}}$ (N)	14,151	27,495	0,807
FyM_{cycle} (N)	0,076	3,386	-3,234

Discussion

Fiabilité

La fiabilité du système a été évaluée à partir de la dispersion des données, mesurée au moyen du coefficient de variation (CV), ainsi que de leur reproductibilité, évaluée par le coefficient de corrélation intraclass (ICC). Le CV a été calculé pour chaque participant, la moyenne a été calculée afin d'obtenir une estimation globale de la variabilité relative des mesures. On considère qu'un CV faible, associé à un ICC satisfaisant, témoigne de la fiabilité du système.

Selon les seuils proposés par Koo et Li (2016), les résultats de l'ICC peuvent être répartis en trois catégories. Le premier groupe, correspondant à une fiabilité excellente ($ICC > 0,90$), comprend le Fz moyen du cycle (0,997), le pic Fz moyen (0,948) et le ratio $Fz_{M_{cycle}}/PC$ (0,940). Le deuxième groupe, correspondant à une fiabilité bonne (ICC compris entre 0,75 et 0,90), comprend le pic Fz moyen normalisé au PC (0,833), la cadence moyenne (0,816) et la durée aérienne moyenne (0,778). Enfin, le dernier groupe présente une fiabilité modérée, voire faible ($ICC < 0,75$), avec notamment la durée de contact moyenne, qui présente une fiabilité modérée (0,572), le Fz moyen aérien (0,486) et la force antéro-postérieure moyenne (0,130) qui présente une fiabilité faible.

Groupe 1

L'excellente reproductibilité de groupe s'explique par l'effet de la moyenne d'un grand nombre d'appuis au sein de la fenêtre d'analyse, moyenne qui lisse les fluctuations aléatoires et fournit une estimation stable de la performance.

Groupe 2 et 3

L'ICC faible du Fz aérien pourrait s'expliquer par le fait que cette force, de faible amplitude, est davantage sensible au bruit du système de mesure. D'autre part, le temps de contact présentait également un ICC modéré. Cette fiabilité modérée pourrait s'expliquer par le fait que les coureurs testés utilisaient le tapis incurvé pour la première fois. Même si plusieurs répétitions d'habituations étaient prévues dans le protocole lors de l'échauffement, cela n'a peut-être pas été suffisant pour permettre aux participants de prendre pleinement leurs marques dès le premier essai. Cette impression se dégageait d'ailleurs lors des tests, les participants semblant progressivement plus à l'aise au fil des répétitions. Une séance

d'échauffement plus longue, un temps d'adaptation plus important ou une ou plusieurs séances d'habitation avant les tests auraient probablement permis d'obtenir de meilleurs résultats pour l'ICC de la durée de contact moyenne. En outre, il est possible que le temps de repos entre les différents essais (4 minutes) ne soit pas suffisant pour restaurer complètement les capacités des participants, comme l'explique Bogdanis (1995, 1998). Plus récemment, Mendez-Villanueva et al. (2008) ont montré une diminution de la performance musculaire lors d'une session de sprints répétés. Bien que le temps de repos soit plus court chez Mendez-Villanueva (<60s), nous pouvons tout de même émettre l'hypothèse que ce temps de 4 minutes combiné à un manque d'habitation au tapis incurvé entraîne une accumulation de la fatigue, ce qui pourrait détériorer la technique de course du participant, modifier sa pose de pied et directement influencer le temps de contact au sol (Fig. 16).

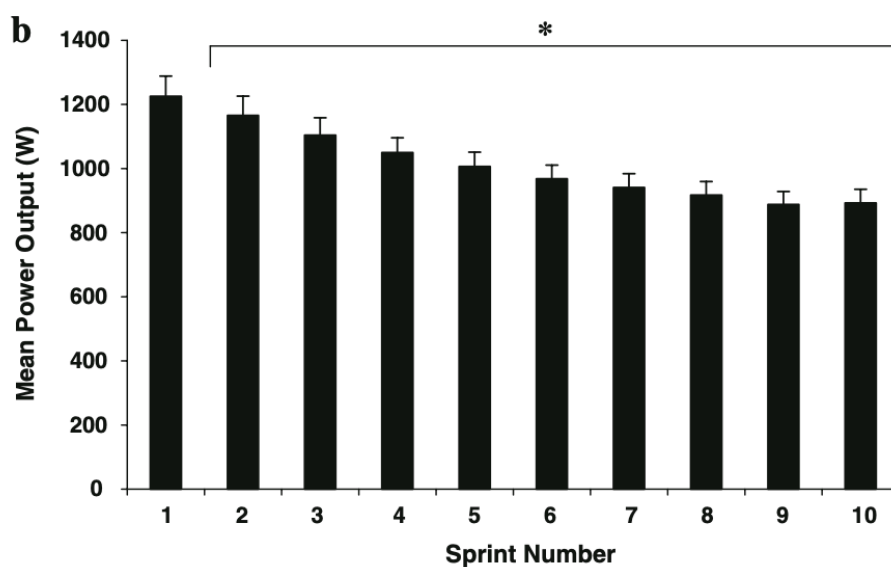


Fig. 16. Mendez-Villanueva et al. (2008). *Fatigue in repeated-sprint exercise is related to muscle power factors and reduced neuromuscular activity.* Même après seulement 3 répétitions, on observe une baisse de la performance musculaire lors d'un sprint (ici sur ergocycle).

Afin de vérifier si la fiabilité modérée de la durée de contact et du temps aérien pouvait être attribuée à un mécanisme de fatigue ou d'habitation, une analyse de variance à mesures répétées a été conduite. Les résultats (détaillés en *Annexe*) confirment une augmentation significative du pic Fz ($p = 0,020$) et de la durée aérienne ($p = 0,037$) dès le second essai, tandis que la cadence reste constante.

Ceci traduit une amélioration technique de la foulée, plus compatible avec un phénomène d'habituation que de fatigue.

Enfin, l'ICC faible observé pour la force antéro-postérieure moyenne s'explique par le fait que sa valeur théorique tend vers 0 pour l'ensemble des participants, comme l'impose le théorème de l'impulsion en régime de vitesse constante. La variance intersujet est dès lors quasi nulle, et c'est la variance intrasujet qui représente la grande majorité de la variance totale, ce qui fait mécaniquement chuter l'ICC. Contre-intuitivement, cette valeur faible ne signifie donc pas que le dispositif est peu fiable pour cette composante : elle reflète simplement l'absence de vraies différences interindividuelles à détecter sur une variable dont la valeur attendue est la même pour tous.

D'un autre côté, le CV moyen des différents paramètres reste relativement faible, avec des valeurs comprises entre 0,38 % et 5,23 %, ce qui tend à indiquer que le système est globalement fiable. Toutefois, en examinant plus précisément le tableau 2, on constate que l'étendue des valeurs pour certains paramètres, notamment la durée aérienne moyenne et la durée de contact moyenne, est relativement importante, allant jusqu'à 20,53 % pour la durée de contact moyenne. Cela confirme que, si certains participants parvenaient à reproduire un effort et une technique similaires, d'autres présentaient une variabilité plus marquée d'un essai à l'autre.

Bien que le CV pour les variables F_z aérien et F_y ne soit pas interprétable en raison de sa moyenne proche de zéro, les écarts-types de ces deux dernières (4,70 N et 2,12 N) restent relativement faibles par rapport aux forces mesurées durant le sprint (pic F_z moyen ≈ 1854 N).

Validité

Validation verticale (ratio $FzM_{cycle}/PC = 1$)

La moyenne globale du ratio FzM_{cycle}/PC se situe aux alentours de 1,010, ce qui est fort proche de la valeur théorique attendue de 1. Le test de Wilcoxon relève cependant une différence significative ($V = 116$, $p = 0,011$). Elle pourrait être due à un participant atypique dont la valeur du ratio semble être très écartée du reste du groupe. Ce profil atypique est clairement visible sur le graphique de Bland-

Altman (Fig. 13) et confirme donc une valeur hors des limites LSA $([-0,036 ; 0,058])$. Nous n'expliquons cependant pas cette différence. Il peut s'agir d'une faute de calibration tout comme d'une technique de course particulière. Néanmoins, cette différence semble être minime quand on y regarde de plus près. En effet, selon l'estimateur de Hodges-Lehmann (0,005, IC 95 % $[0,002 ; 0,010]$), cette différence est d'environ 0,5 %. Cette différence est jugée minime en comparaison avec une étude de validation de plateformes de force menée par Raymond et al. (2018), qui rapportait un biais maximal de 3,41 % jugé trivial en termes de taille d'effet. À noter que cette étude portait sur des sauts avec contre-mouvement (« countermovement jump »), et non sur une tâche de sprint.

Afin de vérifier si cette différence significative détectée par le test de Wilcoxon peut être entièrement attribuée à la présence d'un participant atypique, une analyse de sensibilité a été conduite sur un groupe réduit ($n = 15$), excluant ce même participant. Le test de Shapiro-Wilk sur cet échantillon restitue une distribution normale ($W = 0,981 ; p = 0,973$), ce qui confirme que la non-normalité initiale était uniquement due à la présence d'un participant atypique. Néanmoins, le test t de Student appliqué à ce second échantillon révèle toujours une déviation significative ($t(14) = 2,65 ; p = 0,019 ; d = 0,68$), avec une moyenne de +0,435 % du PC (contre 1 % avec le participant atypique), restant bien inférieur au seuil de 3,41 % précédemment mentionné. La calibration peut donc être considérée comme valide au sens métrologique, malgré un biais que l'on peut considérer comme négligeable. Par ailleurs, cette détection d'une déviation de faible amplitude est facilitée par la très faible variabilité intersujet (écart-type = 0,006), ce qui témoigne paradoxalement de la précision du dispositif. En outre, cette moyenne de 0,435 % est similaire à l'estimation de Hodges-Lehmann (0,5 %) déterminée par le test de Wilcoxon. Cette convergence prouve bel et bien que le participant atypique est à l'origine de la majorité du biais détecté.

Bien qu'une explication par le participant atypique ait permis d'expliquer une partie du biais, cette déviation de la norme pousse à s'interroger quant à son origine physique. Dans un système parfaitement stable où le coureur ne se déplacerait pas nettement, l'équation « $FzM/PC = 1$ » doit être complètement vérifiée. Une déviation, aussi petite soit-elle, sous-entend que le système produit une erreur dans la mesure des forces. Deux hypothèses pourraient alors expliquer

cela : soit le tapis n'est pas assez stable et se déplacerait lors des différents essais, soit une partie des forces est due à des vibrations mécaniques influençant ainsi les mesures de force prises par les capteurs. Alors que la première hypothèse semble assez peu vraisemblable, la seconde, quant à elle, se confirme directement lorsqu'on observe les forces calculées en phase aérienne (voir section suivante). Le bruit constaté en phase aérienne est probablement présent lors du cycle complet de course et pourrait donc contribuer également au biais de calcul de la force verticale moyenne du cycle.

Validation de vibrations résiduelles ($F_{zM\text{aérien}} = 0$)

Pour le $F_{zM\text{aérien}}$, la théorie voudrait que les forces mesurées soient aux alentours de 0. Cependant, la moyenne mesurée était de 14,15 N ($\pm 6,81$ N ; $t(15) = 8,31$, $p < 0,001$, $d = 2,08$, IC 95 % [10,52 ; 17,78]). Ce résultat étant significativement différent de 0, cela sous-entend qu'un bruit parasite est présent lors du sprint, avec un $d = 2,08$ indiquant une taille d'effet considérable. Rapportée au PC moyen des participants (~71 kg), cette différence représente environ 2 % du poids corporel. Toutefois, rapportée au pic de contact moyen (1854 N, tableau 2), elle ne représente plus que 0,8 %.

Ce bruit mesuré lors des sprints des différents participants pourrait provenir de la cinématique de la bande elle-même. En phase aérienne, le participant n'exerce plus de poussée sur la bande, qui serait alors amenée à décélérer sous l'effet des frottements. Cette décélération pourrait être à l'origine de la force mesurée en phase aérienne. N'ayant mesuré ni la vitesse ni l'accélération de la bande à haute fréquence, il nous est cependant impossible de quantifier la contribution de ce phénomène à ce bruit.

L'amplitude de ce bruit en phase aérienne pourrait également être influencée par la technique de course des participants. Une attaque talon (« heel-strike ») pourrait amplifier les vibrations. Cette pose du pied a pu être choisie par plusieurs participants, même expérimentés en course à pied, étant donné qu'aucun d'entre eux n'avait d'expérience sur tapis incurvé non motorisé.

L'analyse de Bland-Altman, avec un biais de 14,151 N ($\pm 6,808$) et des limites d'agrément de [0,807 ; 27,495], montre que la totalité des 16 participants se

situé à l'intérieur de ces bornes. La variabilité intersujet relative reste néanmoins élevée (CV = 48 %).

Validation horizontale (F_y moyen = 0)

Les résultats nous montrent un F_y moyen = 0,08 N ($\pm 1,69$ N), $t(15) = 0,18$, $p = 0,860$, $d = 0,045$, IC 95 % [-0,82 ; 0,98]. Ce résultat, non significativement différent de 0, est conforme aux prévisions du théorème de l'impulsion appliqué à un système en régime stable : en course à vitesse constante, la quantité de mouvement horizontal du centre de masse du coureur ne varie pas en moyenne sur un cycle complet, ce qui impose une force horizontale nette nulle mesurée sous la plateforme. La cohérence entre cette prédiction théorique et nos mesures valide la composante horizontale du dispositif.

Comme pour le ratio $F_z M_{\text{cycle}} / PC$, un seul participant se trouve en dehors des limites d'agrément du graphique de Bland-Altman (biais = $0,076 \pm 1,689$, limites d'agrément [-3,234 ; 3,386]). Il convient cependant de préciser qu'environ 5 % des observations sont attendues en dehors de l'intervalle (Bland & Altman, 1986), même si cette donnée ne constitue pas une prédiction du nombre de participants devant se trouver à l'extérieur de ces bornes.

Comparaison des paramètres : OVG, MT et NMCT

Dans une étude publiée en 2015, Rabita et al. ont analysé la biomécanique de sprints d'athlètes élités et subélites lors de la phase d'accélération en condition OVG (tous sous 10,60s pour un 100m). Pareillement, Weyand et al. (2000) ont également analysé 33 sprinteurs de niveaux différents, cette fois-ci sur tapis motorisé. Les données récoltées sont comparées aux nôtres dans le tableau 7.

Tableau 7. Comparaison des résultats de Rabita et al. (2015), Weyand et al. (2000) et ceux de ce travail.

Paramètres	Rabita et al. (min-max)	Weyand et al. (moyen)	Duchateau & Dumont (moyen)
Temps de contact (ms)	94-193	107	147,4
Temps aérien (ms)	50-124	128	102

Fréquence de pas (Hz)	3,92-4,87	4,38	4,04
Fz moyen sur le pas (N/kg)	17,3	21	16,4

Note : La valeur de Weyand (21 N/kg) est initialement exprimée en multiple de poids corporel. Elle a été convertie pour des raisons d'homogénéité, tout comme notre valeur de 16,4 (calculée selon la formule $F_{Z_{\text{contact}}} = F_{Z_{\text{cycle}}} \times (T_{\text{cycle}} / T_{\text{contact}})$)).

Les valeurs observées chez Rabita et al. sont similaires aux nôtres, ce qui suggère que notre dispositif permet de mesurer des données aussi efficacement qu'un sprint en OVG sur plateforme de force. Néanmoins, il faut nuancer ce résultat en précisant que les athlètes de Rabita sont (sub)élites, ce qui n'est pas le cas des nôtres, et que notre mode de détection des pas (15 % du PC) peut influencer ces données.

La dernière ligne correspond à la force verticale moyenne lors du sprint. Rabita et al. moyennent ce résultat sur le pas alors que nous l'avons moyenné sur le cycle complet. Pour comparer ces données, il suffit de transformer notre force verticale moyenne par la formule suivante :

$$F_{Z_{\text{contact}}} = F_{Z_{\text{cycle}}} \times (T_{\text{cycle}} / T_{\text{contact}})$$

Ce qui nous donne une valeur de 16,4 N/kg.

Ces mêmes valeurs sont confirmées par l'étude de Weyand et al., même si l'on observe une différence plus importante en ce qui concerne la force verticale moyenne sur le pas. Dans cette étude, le temps de contact est plus court, ce qui est potentiellement lié à une force verticale moyenne plus importante au moment de la phase de contact.

Néanmoins, certains athlètes de Weyand étaient eux aussi amateurs. Les différences que nous observons avec notre étude peuvent donc être potentiellement liées à une réelle différence biomécanique selon la surface de course utilisée.

Comparaison de l'accélération : OVG, MT et NMCT

Pour rappeler ce qui a été dit dans l'introduction, le tapis incurvé est présenté par certaines marques comme étant un outil se rapprochant de la course sur sol par rapport au tapis motorisé classique, notamment car le coureur doit lui-même gérer sa vitesse en se propulsant. De plus, des études qui analysaient des entraînements

RSH sur ce type de dispositif ont montré une amélioration des performances, surtout des adaptations cardio-vasculaires, mais cette amélioration a été justifiée par le caractère hypoxique des entraînements. On pourrait alors se demander si le dispositif lui-même, au-delà de l'effet hypoxique, joue un rôle dans cette amélioration.

Cette hypothèse, comme nous l'avions dit plus tôt, mérite d'être nuancée, car l'étude de Catalá-Vilaplana et al. (2023) met en avant qu'il y a davantage de différences entre OVG et le tapis incurvé qu'entre l'OVG et le tapis motorisé. Il faut toutefois préciser que cette étude s'est portée sur des courses à allure modérée, une biomécanique de course différente du sprint réalisé lors de ce mémoire.

En l'absence de données spécifiques au sprint sur tapis incurvé non motorisé, la comparaison la plus pertinente reste celle de Morin et Sève (2011), où ils comparent la durée pour atteindre la vitesse maximale sur OVG ($6,21 \pm 1,43s$) et sur tapis motorisé ($5,12 \pm 1,05s$). Cette différence n'est toutefois pas statistiquement significative. Notre propre résultat sur tapis incurvé ($5,06 \pm 0,82s$) se situe dans le même ordre de grandeur que les valeurs pour l'OVG et le tapis motorisé.

Cette observation pourrait suggérer que le tapis incurvé permettrait de reproduire les exigences d'accélération du sprint, le tout sans imposer un plafond de vitesse maximale artificiellement bas, comme rapporté par Morin et Sève dans leur étude. À titre de comparaison, la vitesse maximale atteinte sur tapis motorisé dans leur étude ne représente que 78,1 % de la vitesse maximale en OVG (24,84 km/h contre 31,82 km/h). Dans notre étude, ce pourcentage représente 87,9 % (27,96 km/h chez les hommes). Cette comparaison reste cependant indicative, les échantillons étant de nature différente : des athlètes amateurs pratiquant la course régulièrement dans la présente étude, contre des étudiants en éducation physique, dont deux compétiteurs de niveau national, chez Morin et Sève (2011).

Si ces résultats sont encourageants quant au rôle que le tapis incurvé pourrait jouer dans l'amélioration des performances en comparaison au tapis motorisé, ils ne permettent pas d'établir de réelles conclusions (ce qui dépasse le cadre de notre mémoire), mais pourraient servir de piste pour les prochaines étapes.

Points forts de l'étude

À notre connaissance, aucune étude n'a été publiée concernant l'analyse du signal de force d'un sprint sur le dispositif que nous proposons. Si certaines analysent le sprint sur différentes surfaces (Rabita et al., 2015 ; Weyand et al., 2000), aucune n'a validé la configuration spécifique d'un tapis incurvé non motorisé placé sur des plateformes de force externes. Le présent travail vise à combler cette lacune de la littérature scientifique.

En outre, notre analyse s'est basée sur trois critères indépendants, ce qui, selon nous, constitue un protocole complet qui teste trois aspects indépendants du dispositif : la validité de la calibration verticale, le niveau de bruit résiduel et la validité de la calibration horizontale.

Limites de l'étude

Taille et composition de l'échantillon

Bien que le nombre de participants s'aligne sur ce que l'on peut observer dans d'autres études (Sirotic & Coutts (n = 11), McKenna & Riches (n = 13), Morin et Sève (n = 11)), il n'en reste pas moins restreint et apporte donc une moins bonne précision dans les différents calculs, avec notamment des intervalles plus larges lors du calcul des ICC ou des bornes des limites d'agrément (Bland-Altman).

Il est aussi important de mettre en avant un déséquilibre dans le sexe des participants, avec 14 hommes contre seulement 2 femmes.

La présence d'un participant atypique a également pu modifier les résultats, et ces modifications ont d'autant pu être importantes que le nombre de participants est restreint. On a notamment pu constater son impact lors de l'analyse de sensibilité.

Étude monosession, fatigue et habitation

Le fait de réaliser les tests lors d'une session unique a pu jouer sur les résultats obtenus. En effet, aucun des participants n'avait déjà testé le sprint sur tapis incurvé, et cela a pu impacter leur façon de courir, comme nous avons pu le mentionner en discussion. L'étude de Sirotic et Coutts (2008) arrive à la même conclusion : malgré un échauffement destiné à entraîner les athlètes, celui-ci ne

semblait pas suffisant. On le constate notamment dans cette étude avec des différences entre l'essai 1 et 2 et entre l'essai 1 et 3, mais aucune entre l'essai 2 et 3.

De plus, lors de nos tests, le temps de repos n'était pas suffisant. Selon Bogdanis et al. (1995, 1996, 1998), le temps de repos entre essais (~4 minutes) ne permet pas de restaurer complètement la performance après un sprint de 10 secondes.

Les participants n'ont donc pas pu développer leurs performances au maximum, d'un côté par ce manque d'habitude au tapis et, d'un autre côté, à cause du manque de repos entre les essais.

Vibrations résiduelles

Notre étude a mis en avant la présence d'un bruit qui vient parasiter les données. On le voit notamment avec un FzM aérien différent de 0 ($14,15 \pm 6,81$ N). Bien qu'il représente environ 2 % du PC, nous avons montré qu'une fois rapporté au pic de force moyen (1854 ± 226 N), il ne représente plus que 0,8 %. Ce bruit ne constitue dès lors pas un problème majeur et ne remet pas en cause l'utilisation du système, mais reste important à signaler.

Fenêtre d'analyse restreinte

Pour s'aider au démarrage, les participants étaient autorisés à se tenir à la barre le temps des premiers appuis. N'étant pas familiarisés à 100 % avec le tapis incurvé, c'était la meilleure solution pour qu'ils puissent le plus rapidement possible atteindre leur vitesse maximale. Le problème derrière cette consigne est que, plus tard, lors de l'analyse des données, nous avons dû sélectionner une partie seulement du sprint, à partir du moment où ils ne tenaient plus la barre, ce qui nous a empêchés d'analyser les sprints dans leur totalité.

Perspectives

Validation intersession

Comme discuté précédemment, le fait de ne réaliser qu'une seule séance peut poser problème si les participants ne sont pas suffisamment familiarisés avec

le système, les empêchant d'exprimer leur plein potentiel. Une solution serait de prévoir plusieurs séances réparties sur plusieurs jours, afin de laisser aux participants le temps de bien s'approprier le système.

De plus, dans notre étude, nous nous situons uniquement au niveau d'une validité intrasession. La réalisation de plusieurs séances sur plusieurs jours aurait permis de tester la reproductibilité du système d'une séance à l'autre, et donc d'établir une véritable validité intersession, avec des calculs d'ICC interjours.

Enfin, pour de futures études longitudinales visant à déterminer le rôle du système dans l'amélioration de la performance, une validation de la fiabilité intersession serait nécessaire afin de déterminer si les changements observés sont attribuables au bruit de mesure du système ou à une réelle progression de l'athlète.

Traitement avancé

Un traitement plus avancé des données, notamment un filtrage plus efficace parvenant à mieux isoler le signal, permettrait d'affiner les résultats et donc d'augmenter la précision des variables extraites.

De futures études pourraient se concentrer sur l'analyse du bruit produit par le tapis, en enregistrant le bruit généré lorsqu'il tourne à vide, ce qui permettrait ensuite de soustraire ce résultat du signal brut recueilli lors des prochains tests.

Comme évoqué en discussion, notre étude ne permet d'apporter qu'un premier regard sur cette piste explicative : faute d'avoir mesuré la vitesse et l'accélération de la bande à haute fréquence, sa contribution au bruit mesuré reste une hypothèse à confirmer. Une perspective consisterait donc à caractériser plus finement le comportement de la bande (vitesse, masse et inertie) notamment pour l'interprétation des données sur l'axe horizontal, où cette contribution n'a pas encore été quantifiée.

Il convient toutefois de rester prudent, car cela ne reste qu'une piste à valider. Il est possible que le signal mesuré varie en fonction des participants (poids, foulée, etc.).

Rôle du système dans l'amélioration des performances

Puisque la cohérence avec les prédictions mécaniques et la fiabilité intrasession de ce système de mesure sur tapis incurvé non motorisé sont à présent établies, il devient possible d'explorer la problématique soulevée en introduction

de ce travail. Les futures études pourront s'appuyer sur ce dispositif pour évaluer l'impact d'un bloc d'entraînement en sprints répétés en hypoxie (RSH) sur ce type de tapis. L'enjeu sera de comprendre si le tapis incurvé induit des adaptations neuromusculaires et cinématiques propres au sprint. Cela permettrait d'expliquer les gains de performance par d'autres variables biomécaniques, venant s'ajouter aux seules adaptations cardio-vasculaires déjà démontrées dans la littérature.

Conclusion

Le point de départ de ce mémoire réside dans le besoin de comparer les entraînements en RSH réalisés sur différents dispositifs : sur le terrain, sur tapis motorisé ou sur tapis incurvé non motorisé. Si la biomécanique du sprint a déjà été analysée en conditions OVG et sur tapis motorisé, aucune étude, à notre connaissance, ne s'est intéressée au sprint sur tapis incurvé non motorisé. Avant de pouvoir mener une telle analyse, il fallait toutefois disposer d'un système de mesure capable d'en extraire des données exploitables.

L'objectif de ce mémoire était donc de valider un tel système, reposant sur le placement d'un tapis incurvé sur des plateformes de force, en déterminant si les données cinétiques recueillies lors d'un sprint de 10 secondes présentaient une fiabilité et une validité suffisantes pour être exploitées.

Concernant la fiabilité, les variables de force moyennées sur la fenêtre d'analyse présentent une reproductibilité excellente (ICC de 0,940 à 0,997) associée à une dispersion intrasujet très faible ($CV < 0,5 \%$). Les variables temporelles et la cadence se situent à un bon niveau (ICC de 0,778 à 0,833 ; CV de 2,3 à 4,2 %), tandis que la durée de contact se révèle plus variable (ICC = 0,572 ; CV moyen de 5,23 %, avec une étendue atteignant 20,53 %), ce qui peut s'expliquer par un manque d'habitation des participants à la course sur tapis incurvé. Quant aux ICC faibles de la force antéro-postérieure et de la force verticale (F_z) moyenne en phase aérienne, ils s'expliquent par le fait que la valeur théorique attendue était la même pour tous les participants, rendant de ce fait la variance interindividuelle quasiment nulle.

Concernant la validité, nous avons comparé trois composantes à leurs valeurs théoriques : le ratio F_z du cycle sur le PC devant être égal à 1, le F_z moyen en phase aérienne et la force antéro-postérieure moyenne devant tendre vers 0. Pour la première, bien que le ratio soit statistiquement différent de 1, cet écart est minime ($1,010 \pm 0,024$), représentant environ 0,5 % du PC. Cela situe ce biais bien en deçà du seuil d'erreur de 3,41 % défini par Raymond et al. (2018) comme étant trivial. La force antéro-postérieure, quant à elle, n'est pas statistiquement différente de 0 ($0,08 \pm 1,69 \text{ N}$, $p = 0,860$). Enfin, la force verticale mesurée en phase aérienne est significativement différente de 0 ($14,15 \pm 6,81 \text{ N}$). Cela démontre l'existence d'un bruit résiduel émis par le tapis lors du sprint, dont il conviendra de tenir compte lors

des mesures. Rapporté au pic de force vertical (1854 N), ce bruit représente moins de 1 %, ce qui le rend négligeable pour l'analyse des grands pics verticaux et des forces moyennées sur le cycle. Il pourrait en revanche s'avérer non négligeable pour des forces de plus faible amplitude, lors des transitions contact-vol, pour des variables instantanées, ou pour certaines composantes horizontales, qui n'ont pas fait l'objet d'une vérification spécifique ici.

Mise à part ces différents tests de fiabilité et de validité, nous nous sommes également appuyés sur plusieurs paramètres descriptifs (le temps de contact, le temps aérien, la fréquence de pas, ainsi que la force verticale moyenne rapportée au pas (F_{zM})) afin de les comparer aux conditions OVG et tapis motorisé rapportées dans la littérature. Il en ressort que ces différents paramètres apparaissent relativement similaires, quelle que soit la condition considérée. Nous avons par ailleurs comparé la durée nécessaire pour atteindre la vitesse maximale, ainsi que la valeur de cette dernière. Si la vitesse maximale atteinte en condition NMCT se rapproche davantage de celle obtenue en OVG que celle obtenue sur tapis motorisé, la durée nécessaire pour l'atteindre apparaît, quant à elle, relativement similaire entre les conditions NMCT et MT, et plus courte qu'en condition OVG. Ces observations doivent néanmoins être interprétées avec prudence et considérées comme purement qualitatives, dans la mesure où elles sont issues d'études menées dans des conditions expérimentales et auprès de populations différentes.

En conclusion, ce système s'avère tout à fait exploitable pour de futures études visant à analyser la biomécanique du sprint sur tapis incurvé, en particulier pour les variables de force moyennées sur une fenêtre d'analyse. Ces résultats encourageants doivent néanmoins être nuancés : le dispositif n'ayant pas été comparé simultanément à une plateforme de référence indépendante ou à un tapis instrumenté validé, le terme de validité employé dans ce mémoire désigne plus précisément une cohérence physique et métrologique satisfaisante entre les mesures moyennées sur le cycle et les prédictions mécaniques attendues, et non une validation complète des forces instantanées. Cette cohérence, tout comme la fiabilité établie, demeure par ailleurs intrasession et repose sur un échantillon restreint composé de coureurs amateurs. L'élaboration d'un traitement de signal plus avancé et la mise en place d'une validation intersession constituent dès lors les

prochaines étapes requises avant d'envisager le déploiement de ce dispositif dans le cadre d'un suivi longitudinal des performances.

Annexe

Détail de l'analyse de variance à mesures répétées

L'essai (1,2,3) a été défini comme facteur intrasujet. L'hypothèse de sphéricité a été vérifiée par le test de Mauchly ; en cas de violation, la correction de Greenhouse-Geisser a été appliquée. Les comparaisons post-hoc ont été conduites avec la correction de Holm pour comparaisons multiples. Les analyses ont été effectuées sur JASP (n = 16).

Tableau 8. Détail de l'analyse de variance à mesures répétées

Paramètre	Essai 1 (M)	Essai 2 (M)	Essai 3 (M)	Mauchly W (p)	p	η^2p	Post-Hoc significatifs (Holm)
TC (ms)	152,45	143,55	146,26	0,668 (0,059)	0,077	0,157	Aucun
TA (ms)	99,26	103,31	103,50	0,762 (0,150)	0,037	0,197	Aucun
Cadence (Hz)	4,02	4,07	4,04	0,296 ($<0,001$)*	0,454	0,051	Aucun
Pic Fz (N)	1822,26	1875,73	1862,64	0,562 (0,018)*	0,020	0,231	E1 vs E2 : p = 0,031

Note : *Correction de Greenhouse-Geisser appliquée pour violation de la sphéricité. Les p-valeurs sont significatives au seuil $\alpha = 0,05$. TC = temps de contact, TA = temps aérien.

Deux effets sont significatifs : le Pic Fz augmente entre le premier et les deux autres essais (+53 N, $p = 0,020$, $\eta^2p = 0,23$, effet grand), tout comme le temps aérien (+4 ms, $p = 0,037$, $\eta^2p = 0,20$, effet grand). La durée de contact tend à diminuer de manière non-significative (-9 ms, $p = 0,077$, $\eta^2p = 0,16$), effet moyen, tandis que la cadence reste stable ($p = 0,454$, $\eta^2p = 0,05$).

Ces observations renforcent l'hypothèse de l'habitation : dès le deuxième essai, les participants adoptent une foulée plus explosive (TC plus court, force au sol plus élevée, phase aérienne plus longue), sans changer leur cadence. À l'inverse, l'hypothèse de la fatigue peut être écartée, dans la mesure où la force ne diminue pas au fil des essais.

Bibliographie

Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 327(8476), 307–310.

Bogdanis, G. C., Nevill, M. E., Boobis, L. H., Lakomy, H. K., & Nevill, A. M. (1995). Recovery of power output and muscle metabolites following 30 s of maximal sprint cycling in man. *The Journal of Physiology*, 482(Pt 2), 467–480. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1995.sp020533>

Bogdanis, G. C., Nevill, M. E., Boobis, L. H., & Lakomy, H. K. A. (1996). Contribution of phosphocreatine and aerobic metabolism to energy supply during repeated sprint exercise. *Journal of Applied Physiology*, 80(3), 876–884. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.80.3.876>

Bogdanis, G. C., Nevill, M. E., Lakomy, H. K. A., & Boobis, L. H. (1998). Power output and muscle metabolism during and following recovery from 10 and 20 s of maximal sprint exercise in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 163(3), 261–272. <https://doi.org/10.1046/j.1365-201x.1998.00378.x>

Brocherie, F., Girard, O., Faiss, R., et al. (2017). Effects of repeated-sprint training in hypoxia on sea-level performance: A meta-analysis. *Sports Medicine*, 47, 1651–1660. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0685-3>

Catalá-Vilaplana, I., Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Sanchis-Sanchis, R., & Pérez-Soriano, P. (2025). Influence of surface condition and prolonged running on impact accelerations. *Sports Biomechanics*, 24(4), 1064–1078. <https://doi.org/10.1080/14763141.2023.2214519>

Catalá-Vilaplana, I., Liu, T., Vienneau, J., Nigg, S., Pérez-Soriano, P., & Encarnación-Martínez, A. (2023). Curved non-motorized treadmills do not biomechanically replicate overground running better than motorized treadmills. *Journal of Sports Sciences*, 41, 1927–1933. <https://doi.org/10.1080/02640414.2024.2307774>

Edwards, R. B., Tofari, P. J., Cormack, S. J., & Whyte, D. G. (2017). Non-motorized treadmill running is associated with higher cardiometabolic demands

compared with overground and motorized treadmill running. *Frontiers in Physiology*, 8, 914. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00914>

Encarnación-Martínez, A., Catalá-Vilaplana, I., Berenguer-Vidal, R., Sanchis-Sanchis, R., Ochoa-Puig, B., & Pérez-Soriano, P. (2021). Treadmill and running speed effects on acceleration impacts: Curved non-motorized treadmill vs. conventional motorized treadmill. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(10), 5475. <https://doi.org/10.3390/ijerph18105475>

Faiss, R., Léger, B., Vesin, J.-M., Fournier, P.-E., Eggel, Y., Dériaz, O., et al. (2013). Significant molecular and systemic adaptations after repeated sprint training in hypoxia. *PLoS ONE*, 8(2), e56522. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0056522>

Faiss, R., Raberin, A., Brocherie, F., & Millet, G. P. (2025). Repeated-sprint training in hypoxia: A review with 10 years of perspective. *Journal of Sports Sciences*, 43(19), 2164–2178. <https://doi.org/10.1080/02640414.2024.2416821>

Fellin, R. E., Rose, W. C., Royer, T. D., & Davis, I. S. (2010). Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(6), 646–650. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2010.03.006>

Galvin, H. M., Cooke, K., Sumners, D. P., Mileva, K. N., & Bowtell, J. L. (2013). Repeated sprint training in normobaric hypoxia. *British Journal of Sports Medicine*, 47(Suppl 1), i74–i79. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092826>

Genin, J. J., Willems, P. A., Cavagna, G. A., Lair, R., & Heglund, N. C. (2010). Biomechanics of locomotion in Asian elephants. *Journal of Experimental Biology*, 213(5), 694–706. <https://doi.org/10.1242/jeb.035436>

Girard, O., Mendez-Villanueva, A., & Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability — Part I. *Sports Medicine*, 41, 673–694. <https://doi.org/10.2165/11590550-000000000-00000>

Gómez-Pérez, C., Martori, J. C., Puig Diví, A., Medina Casanovas, J., Vidal Samsó, J., & Font-Llagunes, J. M. (2021). Gait event detection using kinematic data

in children with bilateral spastic cerebral palsy. *Clinical Biomechanics*, 90, 105492. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105492>

Hansen, C., Brocherie, F., Millet, G. P., & Girard, O. (2024). Effects of hypoxia severity on muscle oxygenation kinetics using statistical parametric mapping during repeated treadmill sprints. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 19(4), 417–421. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2023-0324>

Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>

Kram, R., Griffin, T. M., Donelan, J. M., & Chang, Y. H. (1998). Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *Journal of Applied Physiology*, 85(2), 764–769. <https://doi.org/10.1152/jappl.1998.85.2.764>

McKenna, M., & Riches, P. (2007). A comparison of sprinting kinematics on two types of treadmill and over-ground. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00625.x>

Mendez-Villanueva, A., Hamer, P., & Bishop, D. (2008). Fatigue in repeated-sprint exercise is related to muscle power factors and reduced neuromuscular activity. *European Journal of Applied Physiology*, 103, 411–419.

Meurisse, G. M., Dierick, F., Schepens, B., & Bastien, G. J. (2016). Determination of the vertical ground reaction forces acting upon individual limbs during healthy and clinical gait. *Gait & Posture*, 43, 245–250. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.10.005>

Millet, G. P., Roels, B., Schmitt, L., et al. (2010). Combining hypoxic methods for peak performance. *Sports Medicine*, 40, 1–25. <https://doi.org/10.2165/11317920-000000000-00000>

Mo, S., & Chow, D. H. K. (2018). Accuracy of three methods in gait event detection during overground running. *Gait & Posture*, 59, 93–98. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.009>

Montgomery, G., Abt, G., Dobson, C., Smith, T., & Ditroilo, M. (2016). Tibial impacts and muscle activation during walking, jogging and running when

performed overground, and on motorised and non-motorised treadmills. *Gait & Posture*, 49, 120–126. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.06.037>

Morin, J.-B., Bourdin, M., Edouard, P., Pasta, G., Samozino, P., & Buchheit, M. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology*, 112, 3921–3930. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2379-8>

Morin, J.-B., & Sève, P. (2011). Sprint running performance: Comparison between treadmill and field conditions. *European Journal of Applied Physiology*, 111(8), 1695–1703. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1804-0>

Nigg, B., De Boer, R., & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(1), 98–105. <https://doi.org/10.1249/00005768-199501000-00018>

Paolini, G., Della Croce, U., Riley, P. O., Newton, F. K., & Kerrigan, D. C. (2007). Testing of a tri-instrumented-treadmill unit for kinetic analysis of locomotion tasks in static and dynamic loading conditions. *Medical Engineering & Physics*, 29(3), 404–411. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.04.002>

Piperi, A., Warnier, G., Van Doorslaer De Ten Ryen, S., Benoit, N., Antoine, N., Copine, S., Francaux, M., & Deldicque, L. (2024). Repeated sprint training in hypoxia improves repeated sprint ability to exhaustion similarly in active males and females. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 56(10), 1988–1999. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000003485>

Précart, C., Bouten, J., Woorons, X., et al. (2025). Repeated-sprint training in hypoxia induced by voluntary hypoventilation at low lung volume: A meta-analysis. *Sports Medicine - Open*, 11, 55. <https://doi.org/10.1186/s40798-025-00853-6>

Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Sàez-de-Villarreal, E., Couturier, A., Samozino, P., & Morin, J.-B. (2015). Sprint mechanics in elite athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25, 583–594. <https://doi.org/10.1111/sms.12389>

Raymond, F., Lussier, B., Dugas, F., Charbonneau, M., Croteau, F., Kennedy, C., & Berryman, N. (2018). Using portable force plates to assess vertical jump

performance: A metrological appraisal. *Sports*, 6(4), Article 149.
<https://doi.org/10.3390/sports6040149>

Riley, P., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R., & Kerrigan, D. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6), 1093–1100.
<https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181677530>

Sirotic, A. C., & Coutts, A. J. (2008). The reliability of physiological and performance measures during simulated team-sport running on a non-motorised treadmill. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11(5), 500–509.
<https://doi.org/10.1016/j.jsams.2007.04.008>

Stewart, P., & Turner, A. (2013). Repeat Sprint Ability. *Strength & Conditioning Journal*, 35(1), 37–41. <https://doi-org.proxy.bib.uclouvain.be/2443/10.1519/SSC.0b013e3182824ea4>

Thurlow, F., Huynh, M., Townshend, A., et al. (2024). The effects of repeated-sprint training on physical fitness and physiological adaptation in athletes: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 54, 953–974.
<https://doi.org/10.1007/s40279-023-01959-1>

Tong, T. K., Tao, E. D., Chow, B. C., et al. (2021). Acute performance responses to repeated treadmill sprints in hypoxia with varying inspired oxygen fractions, exercise-to-recovery ratios and recovery modalities. *European Journal of Applied Physiology*, 121, 1933–1942. <https://doi.org/10.1007/s00421-021-04628-1>

Topley, M., & Richards, J. G. (2020). A comparison of currently available optoelectronic motion capture systems. *Journal of Biomechanics*, 106, 109820.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109820>

Van Caekenberghe, I., Segers, V., Aerts, P., Willems, P., & De Clercq, D. (2013). Joint kinematics and kinetics of overground accelerated running versus running on an accelerated treadmill. *Journal of the Royal Society Interface*, 10(84), 20130222.
<https://doi.org/10.1098/rsif.2013.0222>

Van Hooren, B., Fuller, J., Buckley, J., Miller, J., Sewell, K., Rao, G., Barton, C., Bishop, C., & Willy, R. (2019). Is motorized treadmill running biomechanically

comparable to overground running? A systematic review and meta-analysis of cross-over studies. *Sports Medicine*, 50, 785–813. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01237-z>

Weyand, P. G., Sternlight, D. B., Bellizzi, M. J., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology*, 89(5), 1991–1999. <https://doi.org/10.1152/jappl.2000.89.5.1991>

Résumé

Plusieurs études analysant l'effet d'un protocole RSH (repeated sprint training in hypoxia) sur tapis incurvé non motorisé (NMCT) ont mis en avant une amélioration de la performance. Si la majorité de cette amélioration est attribuée à des adaptations cardio-vasculaires, il est légitime de se demander si la nature incurvée du NMCT ne pourrait pas, elle aussi, avoir un impact sur les performances en modifiant la biomécanique de sprint.

Pour vérifier cette hypothèse, il est nécessaire d'être muni d'un dispositif fiable et valide de mesures de force. Or, ce type de dispositif n'existe pas encore en ce qui concerne les NMCT. Ce travail vise à combler cette lacune de la littérature scientifique en présentant une solution simple, mais qui semble efficace : poser un NMCT sur une plateforme de force.

Dans ce travail, nous avons évalué la fiabilité et la validité de ce dispositif, et comparé les données recueillies de différents paramètres du sprint avec différentes conditions issues de la littérature. Un total de seize participants ont pris part à l'étude et ont chacun effectué trois sprints de 10 secondes sur le tapis. Les résultats montrent une cohérence satisfaisante avec les prédictions mécaniques pour ce type de dispositif (malgré un bruit résiduel détecté en phase aérienne de +14,15 N), et une similitude avec différentes conditions de sprints. Ce système semble donc exploitable pour de futures études biomécaniques destinées à l'analyse du sprint sur NMCT.

UNIVERSITÉ CATHOLIQUE DE LOUVAIN

Faculté des sciences de la motricité

Place Pierre de Coubertin, 1 bte L8.10.01, 1348 Louvain-la-Neuve, Belgique | www.uclouvain.be/fsm