



Diplôme d'Université Trail Running

Quand courir rime avec déséquilibre : l'asymétrie en trail

Présenté par Bachelot Romain

Sous la direction de Sabine Ehrström

Promotion 2025

REMERCIEMENTS

Je souhaite tout d’abord adresser mes plus sincères remerciements à tous les participants à l’étude et au protocole de recherche. Votre engagement, votre disponibilité et votre enthousiasme ont été essentiels à la réussite de ce travail. Un grand merci à :

Benjamin, Laurene, Patrick, Nathan, Margaux, Maud, Benjamin, Jérémie, Romain, Benjamin, Hélène et Eliza.

Je tiens également à adresser un grand merci à toute l’équipe pédagogique du DU Trail Running de Grenoble. La qualité exceptionnelle de ses formateurs, la richesse des thèmes abordés et la passion qu’ils transmettent ont fait de ce parcours une expérience inoubliable.

Merci du fond du cœur à Sabine Ehrström, ma tutrice, pour son accompagnement attentif, ses échanges toujours enrichissants et son énergie communicative. Merci à Samuel Vergès pour ses précieux conseils et éclairages, ainsi qu’à Laure Desmurs pour sa proximité, sa bienveillance et son énergie tout au long de ce parcours universitaire à Grenoble.

Je souhaite également exprimer mon affection à ma famille, mon ancrage et mon refuge. Merci à mes enfants Camille et Adrien pour leur patience et leur joie de vivre, et surtout à ma femme Bao, qui assure avec brio lorsque je m’absente pour mes projets sportifs. Vous êtes mon énergie et ma motivation au quotidien.

Merci aussi à mes amis, pour supporter mes longues discussions passionnées sur le trail et le sport... et pour rire avec moi de mon obsession !

Un grand merci à mes collègues, pour leur soutien indéfectible dans mes projets.

J’adresse une amitié sincère et à mes partenaires du DU Trail Running, avec qui nous avons partagé entraide, encouragements et discussions passionnantes sur le trail :

Eric, Auriane, Loann, Lucas, Barbara, Anaïs, Nils et Johnatan.

À tous, votre présence, vos conseils, vos sourires et votre enthousiasme ont rendu ce parcours unique. Je garderai de ces moments des souvenirs précieux et une profonde reconnaissance.

SOMMAIRE

1. INTRODUCTION.....	6
2. REVUE DE LITTERATURE	7
2.1. La relation entre la faiblesse musculaire et les pathologies	7
2.1.1. La faiblesse des ischio-jambier mise en jeu dans les déchirures musculaires	7
2.1.2. La faiblesse des muscles du tronc dans l'apparition de lombalgies.....	7
2.2.3. Influence de la force isocinétique de la hanche sur la cinématique de course.....	10
3. EPIDEMIOLOGIE ET BIOMECANIQUE DE COURSE.....	13
3.1. La spécificité du terrain et l'environnement trail, différence majeure avec la pratique du running.....	13
3.2. Le membre inférieur sans surprise, zone la plus exposée au traumatisme	13
3.3. Pourquoi ces zones sont touchées :	14
3.4. Focus sur la cinématique de course décrite dans la littérature.....	14
3.4.1. A l'échelle macroscopique.....	14
3.4.2. A l'échelle microscopique l'ostéon et les travées osseuses	17
3.4.2.1. L'ostéon	17
3.4.2.2. Les travées osseuses.....	18
3.4.3. L'architecture triangulaire du pied, la multiplicité des arches.....	19
3.4.4. Le corps humain, adaptation permanente en course à pied	20
3.4.4.1. L'exemple du pied lors de la phase d'appui	21
3.4.4.2. La cheville ouvrière de la course à pied.....	22

3.4.4.3. Le complexe suro-achilleen plantaire	23
3.4.4.4. Focus sur l'articualtion du genou et le segment crural	24
3.4.4.4.1. Le genou une articulation dédiée à la flexion pendant la course à pied	24
3.4.4.4.2. Analyse de l'action du quadriceps lors de la course à pied	25
3.4.4.4.3. La composante pliométrique.....	25
3.4.4.4.4. La spécificité de l'environnement trail, différence majeure avec la pratique du running	25
3.4.4.4.5. Le genou une zone de fragilité du membre inférieur.....	26
3.4.5. Mise à distance.....	27
4. ETUDE.....	28
4.1. Stratégie de communication.....	28
4.2. Critères d'éligibilité à l'étude	28
4.3. Description du protocole.....	29
4.3.1. Questionnaire : une photo générale des participants.....	29
4.3.1.1. Questionnaire préliminaire.....	29
4.3.1.2. Questionnaire final.....	30
4.3.2. Les tests de sauts en milieu contrôlé : lesquels, pourquoi ?.....	30
4.3.3. Des tests de terrain : au plus près des conditions de trail.....	31
4.4.1. Tests de sauts sur plateforme de force	32
4.4.1.1. Saut en contre-mouvement (Countermovement Jump, CMJ).....	32
4.4.1.2. Saut sans élan (Squat Jump, SJ).....	33
4.4.2. Le Hop Test.....	33

4.5. Description du protocole.....	35
4.5.1. l'interlimb asymetry index	35
4.5.2. Score d'antécédents de blessure.....	36
4.6. Résultats	37
4.6.1. Le niveau de pratique.....	37
4.6.2. Epidémiologie des blessés	37
4.6.3. Les facteurs de la performance d'impulsion	37
5. CONCLUSIONS.....	45
6. BIBLIOGRAPHIE.....	46
7. ANNEXES	49

1. INTRODUCTION

Chaque année en France, la course à pied séduit 12.5 millions de pratiquants. Parmi eux, environ 1,5 million d'adeptes se tournent vers le trail, une discipline exigeante qui s'écarte des routes pavées pour investir des reliefs montagneux, des sentiers escarpés et des distances aux dénivelés variables. À mesure que cette pratique gagne en popularité, elle attire des passionnés adoptant des charges d'entraînement et des technologies de mesure de plus en plus sophistiquées ; rendant l'effort du simple amateur de plus en plus proche de celui d'un athlète confirmé. Pourtant, cette intensification de la pratique n'est pas sans coût. Les études épidémiologiques montrent que le taux d'incidence annuel des blessures liées à la course à pied oscille autour de $40,2 \% \pm 18,8 \%$ (principalement : genou, cheville, jambe) (Kakouris, Yener, & Fonf, 2021).

Au cours de ma pratique en kinésithérapie, j'ai reçu de nombreux traileurs présentant des blessures parfois sévères aux genoux ou aux chevilles, nécessitant des arrêts allant de plusieurs semaines à plusieurs mois. Ces interruptions ne freinent pas seulement la progression physique des athlètes dans leurs objectifs : elles perturbent toute la dynamique d'entraînement, pénalisent l'athlète sur le plan psychologique, logistique, voire financier. Mais au-delà de la lésion visible, j'ai remarqué régulièrement chez certains une plainte concernant l'expression d'une asymétrie. Dans les discussions, cela peut revêtir une asymétrie de force musculaire, de perception ou de coordination, compliquant la reprise et la rendant plus incertaine.

Cette hypothèse quant à l'impact des asymétries trouve un écho théorique dans l'ouvrage « L'homme asymétrique » de Guy Azémar, où dominances oculaires, circuits neuronaux et latéralités sont évoqués comme des facteurs pouvant influencer la performance motrice et plus encore dans le trail, dont les exigences biomécaniques sont multiples et spécifiques. Toutefois, l'ouvrage ne traite pas directement de la course à pied, ni de l'asymétrie de force ou de performance entre les membres et plus encore dans le trail, dont les exigences biomécaniques sont multiples et spécifiques. Le champ reste donc ouvert, et c'est précisément cela qui a motivé ma curiosité et mon questionnement : dans quelle mesure ces asymétries, pourraient-elles influencer sur la performance, voire prédisposer à la blessure dans le cadre exigeant du trail ?

Les recherches actuelles sur ce lien entre asymétrie inter-membres et performance en course montrent des résultats hétérogènes.

Dans un premier temps, nous examinerons la littérature scientifique pour déterminer si un consensus existe autour du rôle des asymétries dans la course à pied. Nous nous attarderons ensuite sur les spécificités biomécaniques de la discipline, qui ouvrent de nombreuses pistes quant aux variations individuelles de performance. Enfin, nous présenterons un protocole de terrain que j'ai élaboré, afin d'évaluer l'expression d'asymétries chez des traileurs et d'explorer leur possible rôle dans la performance et la survenue des blessures. Ce cheminement, je l'espère, permettra de faire émerger de nouvelles hypothèses et d'apporter un éclairage original sur une problématique encore trop peu étudiée.

2. REVUE DE LITTÉRATURE

Dans cette partie, nous allons aborder la question des asymétries musculaires au sens de la littérature. Nous ferons 2 grandes distinctions : les études qui parlent d'asymétrie musculaires et du risque de blessure et les études qui parlent de l'étude des asymétries liées à une efficacité gestuelle.

2.1. La relation entre la faiblesse musculaire et les pathologies

2.1.1. La faiblesse des ischio-jambier mise en jeu dans les déchirures musculaires

Silvers et al (2020), Croisier et al (2008), indiquent dans leur étude sur les ischio-jambier que la différence de force entre les 2 ischio-jambiers est un facteur important dans la survenue d'élongation.

De même la différence de force directement entre les ischio-jambiers et le quadriceps est au sein du même membre inférieur un élément intrinsèque responsable d'élongation. Les auteurs fixent ce ratio Ischio-jambier/Quadriceps à 0.6 sur machine d'isocinétisme.

D'après Chavarro-Nieto, Beaven, Gill, & Hebert-Losier en 2021, l'analyse et la détermination des déséquilibres musculaires notamment des ischio-jambiers est un facteur de risque de lésion musculaire. Les auteurs avancent qu'une fois corrigé, ce déséquilibre musculaire permet d'éloigner le risque de blessures secondaires.

2.1.2. La faiblesse des muscles du tronc dans l'apparition de lombalgies

Hides & Stanton en 2012. Cette étude met en évidence que, chez les joueurs de football australien de haut niveau, la saison compétitive induit une atrophie des muscles profonds du tronc (multifidus et transversus abdominis), essentiels à la stabilité lombo-pelvienne, tandis que les muscles plus superficiels et moteurs (obliques internes et érecteurs lombaires) tendent à s'hypertrophier. Cette évolution traduit un déséquilibre fonctionnel : la prédominance des muscles globaux peut compenser en partie la demande mécanique du sport, mais au prix d'une réduction du contrôle segmentaire fin assuré par les muscles locaux, ce qui peut accroître le risque de douleurs lombaires ou de blessures (Rivera, 2016). Toutefois, la récupération observée durant la présaison montre que ces changements sont réversibles, suggérant que des stratégies d'entraînement ciblées sur le maintien de la fonction des muscles stabilisateurs pourraient prévenir l'apparition de déséquilibres au fil de la saison et optimiser à la fois la performance et la prévention des troubles musculosquelettiques.

2.1.3. L'intérêt des tests et analyses de saut dans la survenue des blessures au genou

Hewett, et al. en 2005 ont montré dans leur travaux que, les tests de saut, telle l'analyse des conditions d'atterrissage, joue un rôle crucial dans l'évaluation du risque de blessures, notamment celles du ligament croisé antérieur (LCA). Ces tests permettent d'analyser les paramètres biomécaniques et neuromusculaires, comme les angles et moments articulaires, les forces de réaction au sol et le temps de contact au sol. Ils offrent une vision précise des mouvements dynamiques et des charges exercées sur les articulations, en identifiant des facteurs de risque tels que le valgus dynamique ou les moments

d'abduction élevés. Ces anomalies, souvent associées à un contrôle neuromusculaire insuffisant, sont des prédicteurs fiables de blessures (+ de 70 %). Sasaki, et al., 2019 après avoir évalué préalablement la force des muscles du tronc, ont avancé l'hypothèse qu'un déséquilibre en force pouvait être à l'origine d'une augmentation de la survenue de blessures au ligament croisés chez la basquetteuse.

Les tests de sauts ont été réalisés dans d'autres sports dans une dominante moindre de course à pied, avec des éléments en faveur d'un risque accru de blessures. L'étude sur le Taekwondo de Guan, et al., 2024 nous indique par exemple qu'une différence de 15 % dans la performance aux tests de sauts est prédictive de blessures secondaires. Des études de Fort-Vanmeerhaeghe, Mila-Villarroel, Pujol-Marzo, Arboix-Alio, & Bishop, 2020), (MacSweeney, et al., 2024), nous indiquent également cette tendance en danse, volleyball...

Chez les athlètes ayant subi une reconstruction du ligament croisé antérieur (LCA), des asymétries plus marquées dans les phases de décollage et d'atterrissage du DVJ ont été observées, suggérant une altération de la fonction neuromusculaire et une prédisposition accrue aux blessures (Ohji, et al., 2024).

Ces tests permettent d'identifier des déséquilibres fonctionnels ou biomécaniques qui, s'ils ne sont pas corrigés, peuvent augmenter le risque de blessures liées à une surcharge ou à une mauvaise technique de mouvement. Ainsi, l'intégration de ces évaluations dans les protocoles de prévention et de rééducation est essentielle pour adapter les programmes d'entraînement et réduire le risque de blessures.

2.1.4. L'intérêt de la mesure de force et l'analyse de ses déséquilibres dans la récurrence d'entorse de cheville

L'évaluation de la force musculaire chez les patients présentant une instabilité chronique de la cheville (CAI) repose principalement sur la dynamométrie isométrique et isocinétique, qui permet de quantifier objectivement le couple produit par les éverseurs/inverseurs et d'établir des rapports pour l'analyse fonctionnelle (Hall, Chomistek, Kingma, & Docherty, 2018). Plusieurs études rapportent une faiblesse significative des péroniers chez les sujets porteurs de CAI. L'étude comparant des patients CAI, des « copers » et des témoins a trouvé un déficit de peak torque pour l'éversion de **33,8 % à 60°/s** (et **19,8 % à 120°/s**) du côté atteint, ce qui illustre l'ampleur clinique que peuvent atteindre ces déficits (Cho, Park, Choi, Kang, & SooHoo, 2019). D'autres évaluations plus simples (tests manuels) ont également mis en évidence une proportion non négligeable de déficits péroniers (**≈ 22 %** dans certaines séries), soulignant que la faiblesse peut être détectée par des méthodes variées selon le contexte clinique (Factors Contributing to Chronic Ankle Instability : A Strength Perspective, 2002)

Cependant, la relation entre CAI et déficit de force n'est pas totalement uniforme dans la littérature : plusieurs revues et études montrent des résultats discordants (certains travaux n'objectivent pas de différence systématique), ce qui renvoie à l'hétérogénéité des populations étudiées (sévérité lésionnelle, copers vs non-copers), des protocoles de mesure (vitesses isocinétiques, positionnement, normalisation des valeurs) et du moment d'évaluation après la lésion (Terrier, Degache, Fourchet, Gojanovic, & Forestier, 2017). En pratique, ces éléments indiquent que la dynamométrie — lorsqu'elle montre un déficit important — apporte un argument robuste pour cibler un renforcement spécifique des éverseurs dans la

rééducation, mais que l'absence de déficit mesurable ne doit pas exclure la présence d'altérations fonctionnelles (proprioception, timing d'activation, contrôle excentrique) qui contribuent aussi à l'instabilité.

2.2. L'étude des asymétries cinématiques et musculaire chez les coureurs sains

2.2.1. L'électromyographie nouvel arsenal dans l'étude des déséquilibres musculaires ?

Hug, Hodges , & Tucker en 2015 ont repris l'hypothèse que la syndrome fémoro-patellaire dont souffrent beaucoup de coureurs (Scheer & Krabak, 2021) eu pour objectif d'évaluer la force du Vaste Médial et du Vaste latéral. En effet, la différence de force entre ces deux muscles innervés par le nerf fémoral pourrait d'après les auteurs être responsable des douleurs fémoro-patellaires par traction excessive sur une des berges de la trochlée fémorale. Leur étude met en évidence que le pic d'activation observé à l'électromyographie n'est pas en relation avec le pic de force maximum du muscle. Ils n'indiquent pas que cette est une mauvaise méthode d'évaluation, seulement les parasites sur cette électrode de surface compliquent l'acquisition et l'objectivité des données. C'est une étude qui présente une méthode exogène non invasive sur la contractilité

2.2.2. Les mesures par caméra 3 D

L'étude de Vannatta, Blackman, & Kernozek (2023) apporte un éclairage essentiel sur la présence d'asymétries dans la course à pied, même chez des coureurs de fond sains et entraînés. Les auteurs ont montré, sur base d'une étude cinématique 3D, que les différences cinématiques entre les membres étaient généralement faibles, de l'ordre de 2 à 3 degrés, alors que les forces musculaires présentaient des asymétries nettement plus marquées et variables. En comparant plusieurs méthodes de calcul de l'asymétrie (Limb Symmetry Index, Symmetry Angle, pourcentage d'asymétrie, différence absolue), ils ont constaté que toutes affichaient une précision similaire, mais que les valeurs seuils permettant de définir une asymétrie dépendaient fortement de la méthode et du paramètre étudié. Ces résultats suggèrent que l'asymétrie est un phénomène normal en course et qu'aucun seuil unique ne peut être appliqué pour identifier une asymétrie « anormale ». Les cliniciens doivent ainsi interpréter les asymétries de manière contextualisée, en tenant compte de l'articulation, de la variable analysée et de la méthode employée.

Heather , et al. En 2025 nous montrent que la course à pied implique des mouvements coordonnés des membres inférieurs, mais des asymétries naturelles existent entre les côtés droit et gauche. Ces asymétries varient selon le type de paramètre mesuré : les paramètres spatiotemporels tels que la longueur de pas, le temps de pas ou le temps de stance présentent généralement une faible asymétrie (<5 %) et peu de corrélation avec l'âge ou la morphologie, tandis que les paramètres cinétiques et les moments articulaires frontaux montrent des asymétries plus importantes (4–41 %), corrélées à la morphologie, à l'expérience de course et à la performance. La raideur verticale (Kvert) et le taux de charge verticale (VALR) présentent des asymétries modérées à élevées (9–20 %) et sont liées au coût énergétique et à l'efficacité de course. L'âge n'influence pas de manière linéaire la magnitude des asymétries, bien que certaines tendances soient observées : les jeunes coureurs (≤ 18 ans) présentent une asymétrie plus élevée pour le moment de flexion de la cheville et l'excursion frontale du genou, mais une asymétrie plus faible pour la longueur du pas, tandis que les coureurs âgés (≥ 55 ans) ont une asymétrie faible pour la longueur du pas mais maintiennent des asymétries élevées pour certains paramètres cinétiques. Les

différences anatomiques préexistantes, telles que la longueur des segments, la masse musculaire et l'organisation des unités motrices, sont fortement corrélées à l'asymétrie cinématique, particulièrement dans le plan frontal, et peuvent influencer la performance et le coût énergétique via Kvert, moments articulaires et VALR. Bien que les asymétries naturelles ne traduisent pas nécessairement un risque de blessure, des valeurs dépassant certains seuils permettent de guider la rééducation : pour les paramètres spatiotemporels, un seuil de 5 % est proposé, pour les excursions sagittales du genou et de la cheville 10 %, pour les excursions frontales 41 %, pour les moments articulaires sagittaux 15 %, pour les moments frontaux 38 %, pour Kvert 15 % et pour VALR 20 %. Ces seuils reflètent les corrélations les plus significatives avec la morphologie, la performance et l'efficacité énergétique, et permettent de prioriser les interventions cliniques et la rééducation, tout en constituant une référence comparative pour les études futures et la définition d'objectifs réalistes en optimisation de la course.

Paramètres	Type	Asymétrie moyenne (%)	Seuil clinique (%)	Corrélations clés
Longueur du pas	Spatiotemporel	<5	>5 → ré-entraînement	Faible corrélation avec l'âge, faible impact morphologique
Temps de contact	Spatiotemporel	<5	>5 → ré-entraînement	Peu influencé par âge, morphologie mineure
Déplacement sagittale (genou, cheville)	Cinématique	<10	>10 → ré-entraînement	Corrélation modérée avec morphologie et force musculaire
Déplacement frontal (genou)	Cinématique	8–41	>41 → ré-entraînement	Corrélée à âge jeune, morphologie, expérience
Moments articulaires sagittaux	Cinétique	Jusqu'à 15	>15 → ré-entraînement	Corrélation avec performance, confort et dissipation de charge
Moments articulaires frontaux	Cinétique	4–38	>38 → ré-entraînement	Corrélés à morphologie, Kvert, risque de surcharge
Raideur Vertical (Kvert)	Cinétique	~9	>15 → ré-entraînement	Corrélé à efficacité énergétique et performance
Taux de charge verticale (VALR)	Cinétique	jusqu'à 20	>20 → ré-entraînement	Corrélé à surcharge articulaire et fatigue musculaire

Tableau 1: Tableau comparatif des variables et corrélation dans l'étude de

2.2.3. Influence de la force isocinétique de la hanche sur la cinématique de course

L'étude de Sever et al. (2024) a mis en évidence des liens significatifs entre la force isocinétique des muscles de la hanche et les paramètres cinématiques, par analyse en 3 dimensions de la course chez des coureurs élités de demi-fond. Les résultats montrent que, du côté dominant, l'adduction du genou ($\approx 3,0^\circ$) est fortement corrélée positivement à la force de rotation externe ($r = 0,67$, $p < 0,05$), à la force d'extension concentrique ($r = 0,77$, $p < 0,05$) et à la force d'abduction concentrique de la hanche ($r = 0,78$, $p < 0,05$). Autrement dit, une plus grande force des extenseurs, abducteurs et rotateurs externes de la hanche contribue à un meilleur contrôle frontal du genou et limite le valgus dynamique. À l'inverse, la rotation externe tibiale ($\approx 1,9^\circ$) présente une corrélation négative avec la force d'extension concentrique de hanche ($r = -0,68$, $p < 0,05$), indiquant qu'une faiblesse des extenseurs favorise une rotation externe excessive du tibia. De plus, la pronation du pied ($\approx 9,6^\circ$) est corrélée négativement à la force de rotation interne de hanche ($r = -0,70$, $p < 0,05$), suggérant

qu'un déficit dans ce groupe musculaire accentue la pronation excessive. Du côté non dominant, seule une corrélation significative a été relevée : une force réduite de rotation interne de la hanche est associée à une bascule antérieure accrue du bassin ($r = -0,76$, $p < 0,05$). Ces résultats soulignent l'importance du renforcement ciblé des muscles de la hanche, non seulement pour stabiliser le bassin et contrôler le mouvement frontal du genou, mais aussi pour limiter les compensations distales comme la rotation tibiale et la pronation du pied, contribuant ainsi à réduire le risque de blessures liées à la course.

Côté	Muscle / Mouvement de hanche	Paramètre cinématique	Corrélation (r)	Signification / Interprétation
Dominant	Rotation externe	Adduction du genou (~3°)	0,67	Une plus grande force de rotation externe limite le valgus dynamique du genou
Dominant	Extension concentrique	Adduction du genou (~3°)	0,77	Des extenseurs forts contribuent au contrôle frontal du genou
Dominant	Abduction concentrique	Adduction du genou (~3°)	0,78	Les abducteurs stabilisent le genou en limitant le valgus
Dominant	Extension concentrique	Rotation externe tibiale (~1,9°)	-0,68	Une faiblesse des extenseurs favorise une rotation externe excessive du tibia
Dominant	Rotation interne	Pronation du pied (~9,6°)	-0,70	Une faiblesse des rotateurs internes accentue la pronation excessive
Non dominant	Rotation interne	Bascule antérieure du bassin	-0,76	Une force réduite entraîne une bascule antérieure accrue du bassin

Tableau 2 : Tableau récapitulatif des corrélations des déséquilibres musculaires et implication fonctionnelle dans la course à pied
(Étude de Sever et al 2024)

2.3. Les limites devant l'étude cinématique de la course à pied et les conséquences d'une asymétrie inter membre-inférieur

Malisoux, Gette, Delattre, Urhausen, & Theisen (2024) ont dans une étude repris les résultats de 3 précédentes études pour les analyser. Ils concluent à l'impossibilité de déduire un profil sur ce type de tests tant les compensations inter opérateurs sont variables et non exhaustives.

Face à cela, l'étude de Bredeweg , Buist, & Kluitenberg (2013) étudie les angles de la cheville notamment lors de l'attaque du pas. Il trouvent des différences entre les opérateurs qu'ils soient ou non blessés. Toutefois l'asymétrie a tendance à diminuer chez les sujets blessés sans toutefois être prédictive de blessures futures. Ils avancent l'hypothèse que la blessure peut avoir un effet sur l'asymétrie directement.

Une divergence entre ses deux études semble de taille : l'enregistrement sur tapis à des vitesses comprises entre 8 et 10 km/h. Hors, nous savons d'après Dejong Lempke, et al. en 2025 que le tapis peut faire varier la foulée. De plus la vitesse choisie semble assez faible ce qui pourrait donner des résultats différents pour des coureurs plus expérimentés.

2.4. De l'asymétrie musculaire à la performance : implications et limites actuelles

Nous avons observé plus haut, que l'ensemble des études portant sur les pathologies et l'asymétrie musculaire dans des sports de course, met en évidence un lien robuste entre les déséquilibres musculaires et la survenue de blessures, qu'elles concernent le tronc, la hanche, le genou ou la cheville.

Néanmoins, ces résultats doivent être nuancés selon les approches méthodologiques : les travaux en isocinétisme mettent en lumière des faiblesses spécifiques au sein des chaînes musculaires incriminées, tandis que les études utilisant l'électromyographie souffrent encore de limites de fiabilité.

Par ailleurs, les recherches focalisées exclusivement sur la course et les asymétries naturelles révèlent des divergences notables, en particulier lorsque les protocoles retenus (comme une vitesse standardisée de 8 km/h) ne représentent pas fidèlement les conditions réelles de pratique. D'autres auteurs d'études biomécaniques 3D pensent en revanche que certaines analyses suggèrent même que ces différences pourraient contribuer à une prédisposition accrue aux blessures.

L'être humain se caractérise par une forte variabilité individuelle : certains profils semblent ainsi plus enclins à développer des schémas favorisant le risque de blessure, avec pour conséquence un impact possible sur la performance. Cela rend essentiel l'examen des particularités biomécaniques de la course afin de mieux comprendre à la fois les déterminants de la performance et les dysfonctionnements potentiels. C'est précisément ce que nous aborderons dans la partie suivante.

.

3. EPIDEMIOLOGIE ET BIOMECHANIQUE DE COURSE

3.1. La spécificité du terrain et l'environnement trail, différence majeure avec la pratique du running

D'après l'International Trail Running Association (ITRA) et la Fédération Française d'Athlétisme (FFA), le trail dans sa globalité se définit par des distances comprises entre d'une vingtaine de kilomètres (trail court) jusqu'à des distances supérieures à quatre-vingt kilomètres et parfois bien plus.

Le trail se déroule dans un milieu à l'écart de la route (20 % des la distance maximum sur route) en forêt, montagne, campagne dans un terrain marqué par un dénivelé plus ou moins fort et un terrain plus ou moins accidenté (ITRA, s.d.). (Fédération Française d'Athlétisme)

Le dénivelé ajouté aux passages techniques nécessitent des amplitudes articulaires supérieures à la pratique du running pour s'adapter au tracé. On mesure en outre, la difficulté pour le corps et particulièrement les articulations du membre inférieur pour résister à l'effort à mesure que le dénivelé et la distance augmentent.

3.2. Le membre inférieur sans surprise, zone la plus exposée au traumatisme

Plusieurs études dont Scheer & Krabak et Heather K, Brownstein , & Kevin R, (2022), Viljoen, et al.(2022) notamment, nous indiquent sans surprise que le siège des blessures est assez largement et majoritairement au membre inférieur.

Jiang, Sarosi, & Biro dans leur étude de 2024, nous indiquent plus précisément qu'en trail, les articulations et zones corporelles les plus touchées par les blessures sont classées par ordre d'importance comme suit :

- Genou : C'est la région la plus fréquemment blessée en trail, citée dans 17 études. Les blessures au genou sont souvent liées à des surcharges répétées, notamment sur des terrains techniques et irréguliers. Cela inclut des pathologies comme le syndrome fémoro-patellaire et les douleurs antérieures du genou.
- Cheville : La cheville est la deuxième région la plus vulnérable, avec 10 études mentionnant des entorses fréquentes. La stabilité de la cheville est mise à rude épreuve sur les terrains variés et accidentés.
- Tendon d'Achille : Les blessures au tendon d'Achille, comme les tendinopathies, sont courantes en raison des variations de vitesse et des inclinaisons du terrain, qui augmentent le stress sur cette zone.

D'autres zones corporelles sont elles aussi exposées comme le pied (ampoules, frottements), sa plante (la fasciite plantaire est une blessure typique, souvent causée par une surcharge mécanique), mollet : Les douleurs musculaires et les crampes dans le mollet sont fréquentes, dues à la fatigue musculaire et aux efforts prolongés.

Les auteurs précisent enfin que les blessures à la hanche, comme le syndrome de la bandelette ilio-tibiale, sont moins fréquentes mais significatives, souvent liées à des déséquilibres musculaires ou des surcharges.

3.3. Pourquoi ces zones sont touchées :

Dans leur étude de 2024, Jiang, Sarosi et Biro mettent en évidence que les blessures en trail résultent d'une combinaison de facteurs étroitement liés. La surutilisation occupe une place centrale, les microtraumatismes répétés engendrés par la course sur des terrains irréguliers favorisant l'apparition de lésions chroniques. Les contraintes biomécaniques propres à la discipline, en particulier les successions de montées et de descentes, accroissent le stress exercé sur les articulations et les groupes musculaires. À cela s'ajoutent des facteurs individuels, tels que l'âge, le sexe, les antécédents médicaux ou encore le niveau d'expérience, qui modulent la vulnérabilité des coureurs. Enfin, les facteurs liés à l'entraînement, incluant le volume et l'intensité des charges ou encore le choix des chaussures, jouent un rôle déterminant dans la survenue de blessures.

3.4. Focus sur la cinématique de course décrite dans la littérature

3.4.1. A l'échelle macroscopique

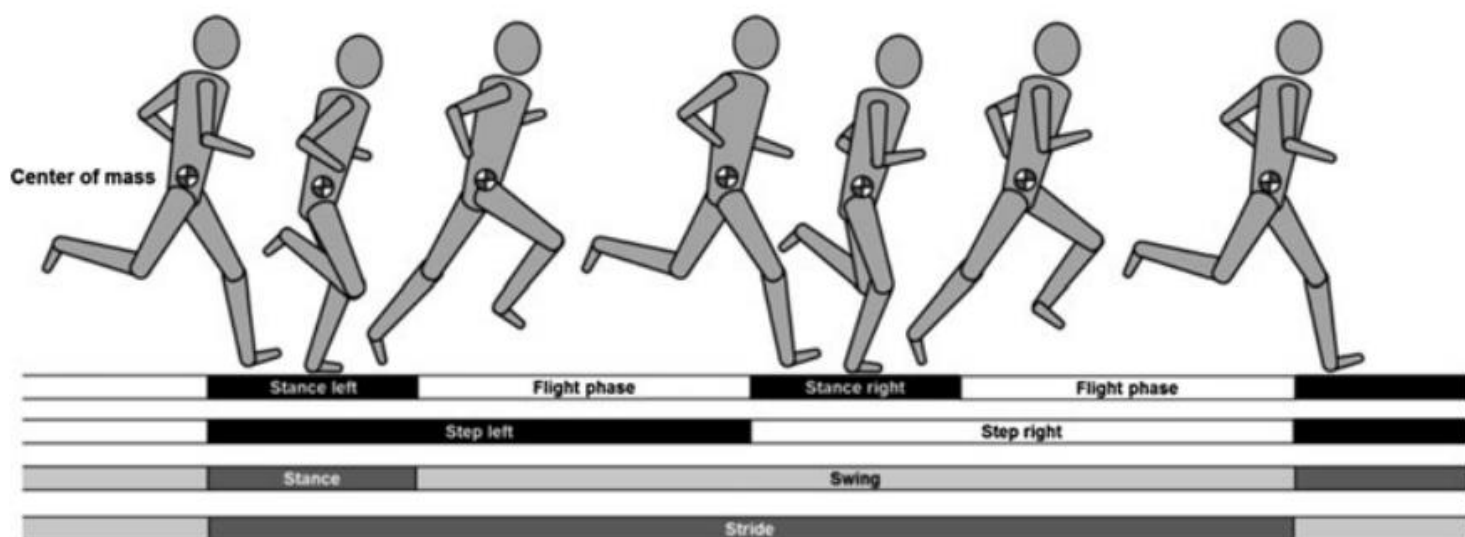


Figure 1 : Déplacement du centre de masse en course à pied

En course à pied, le centre de masse (CdM) du corps décrit un mouvement oscillant qui résulte de l'alternance des phases d'appui et de suspension. Lors de l'appui, le CdM s'abaisse légèrement sous l'effet de la gravité et de la flexion des articulations portantes (cheville, genou, hanche), permettant l'absorption des contraintes et le stockage d'énergie élastique dans les structures musculo-tendineuses. Pendant la phase de propulsion, cette énergie est restituée, ce qui entraîne une élévation du CdM et un déplacement vers l'avant. Le CdM suit ainsi une trajectoire ondulatoire, combinant un déplacement vertical (oscillations de quelques centimètres) et un déplacement horizontal (progression en avant). L'efficacité de la course repose sur la capacité à minimiser les oscillations verticales excessives, afin de limiter la dépense énergétique et d'optimiser le transfert de force dans la direction de la propulsion.

Un seul et même objectif est assuré : la propulsion et l'équilibre du corps en mouvement

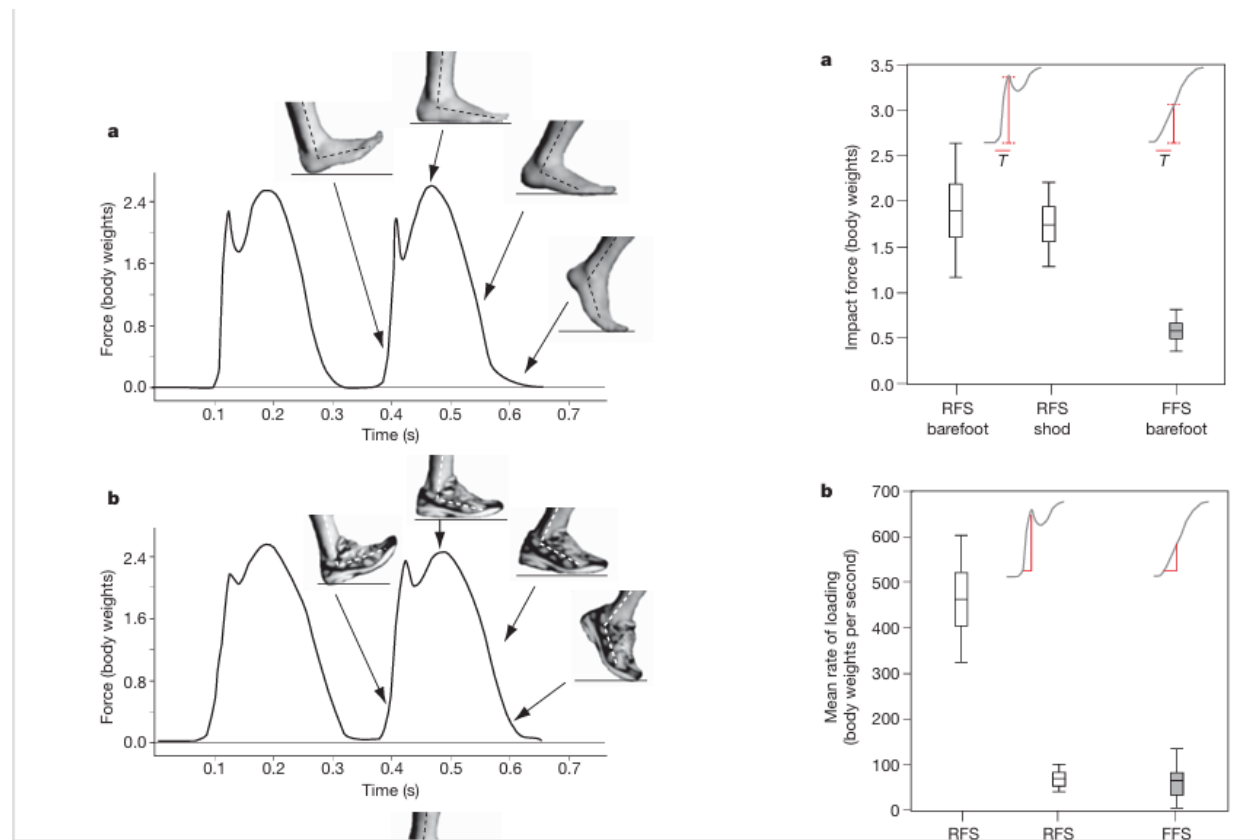


Figure 2 : Répartition des contraintes à l'impact avec et sans chaussure (Lieberman, et al., 2010)

Lieberman, et al.(2010) nous montrent dans la figure ci-dessus la force d'impact qui s'applique en situation chaussée et pieds nus. Dans les deux cas nous remarquons une force conséquente autour du 2,5 fois le poids du coureur. Cette force se répartie dans différents systèmes : tendon, ligaments, squelette osseux, articulation, assurant la compliance de la dualité l'amortissement-renvoi. Les articulation sont particulièrement en jeu. En effet, elles vont permettre la transmission d'un niveau à autre dans différents degrés de mobilité.

La pratique de la course en sentier sollicite des processus cognitifs rapides afin d'analyser l'environnement (figure 3), de s'adapter aux irrégularités de la surface, d'éviter les obstacles et de répondre aux variations de dénivelé. Le maintien de la stabilité posturale repose sur l'intégration de stratégies de contrôle de l'équilibre de nature anticipatoire, prédictive et réactive (Larsen, Elsoe, Graven-Nielsen, Laessoe, & Rasmussen, 2015). Dans ce contexte, les réponses neuromotrices sont déclenchées de manière réflexe pour faire face aux perturbations ou aux obstacles sans préparation motrice préalable (Moraes, 2014), (Patla, Niechwiej, & Racco, 1997). Les caractéristiques du revêtement (gravier, sol naturel ou surface pavée) ne semblent pas induire de différences significatives sur les forces d'impact tibiales et ne constituent donc probablement pas un facteur primaire de risque lésionne (Garcia, Gust, & Bazett-Jones, 2021). En revanche, une insuffisance de force musculaire dynamique, des déficits de contrôle neuromoteur au niveau des articulations des membres inférieurs ainsi que des mouvements articulaires anormaux sous charge représentent des mécanismes plausibles de blessure (Silbernagel, Hanlon, & Sprague, 2020), (Aderem & Louw, 2015). La figure 1 illustre les contraintes mécaniques inhérentes à la course en sentier ainsi que les stratégies compensatoires nécessaires au maintien d'une locomotion sécurisée.

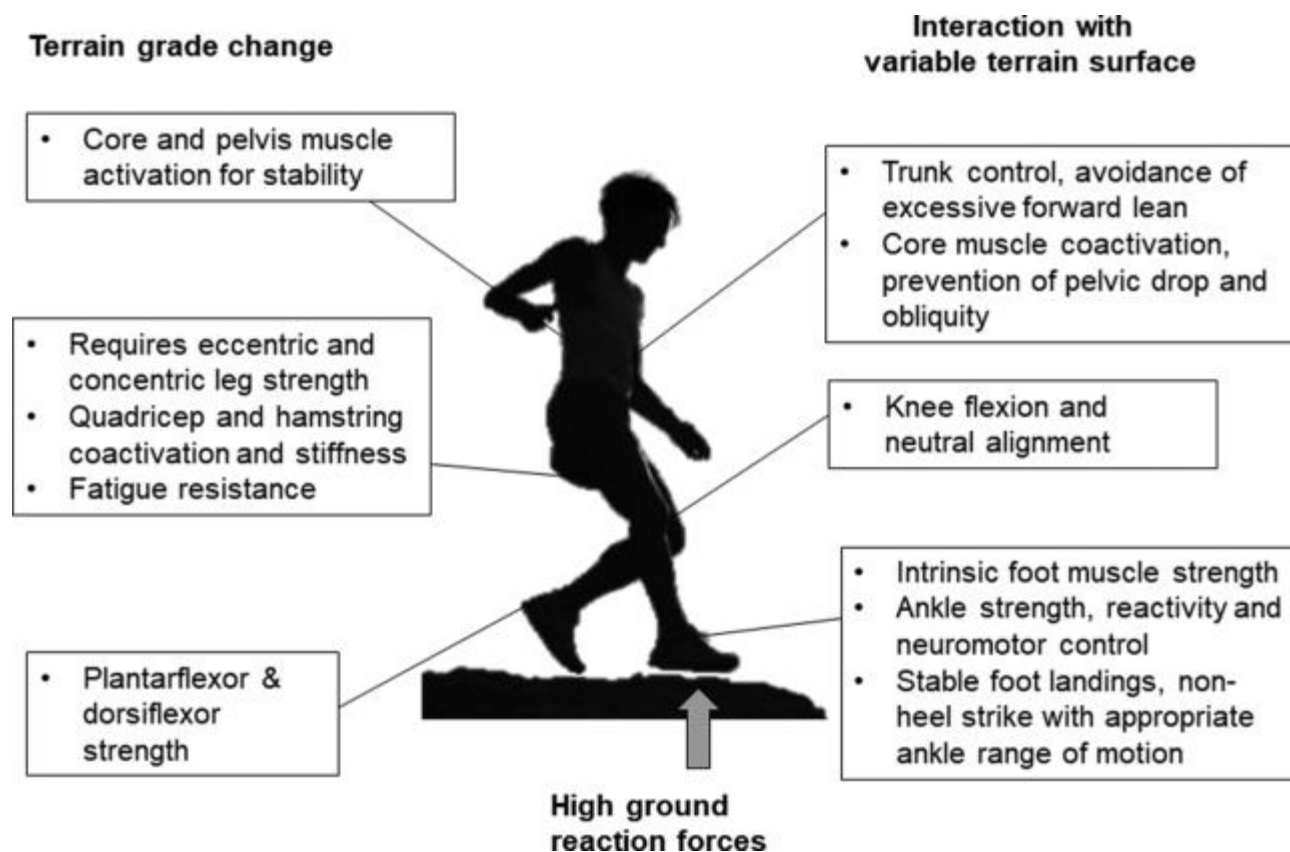


Figure 3: Principales contraintes mécaniques sur le système musculosquelettique pendant la course sur sentier et stratégies de mouvement nécessaires pour atténuer le risque de blessure (Heather K, Brownstein, & Kevin R, 2022)

La pratique de la course en sentier sollicite des processus cognitifs rapides afin d'analyser l'environnement, de s'adapter aux irrégularités de la surface, d'éviter les obstacles et de répondre aux variations de dénivelé. Le maintien de la stabilité posturale repose sur l'intégration de stratégies de contrôle de l'équilibre de nature anticipatoire, prédictive et réactive (Larsen, Elsoe, Graven-Nielsen, Laessoe, & Rasmussen, 2015). Dans ce contexte, les réponses neuromotrices sont déclenchées de manière réflexe pour faire face aux perturbations ou aux obstacles sans préparation motrice préalable (Moraes, 2014), (Patla, Niechwiej, & Racco, 1997). Les caractéristiques du revêtement (gravier, sol naturel ou surface pavée) ne semblent pas induire de différences significatives sur les forces d'impact tibiales et ne constituent donc probablement pas un facteur primaire de risque lésionne (Garcia, Gust, & Bazett-Jones, 2021). En revanche, une insuffisance de force musculaire dynamique, des déficits de contrôle neuromoteur au niveau des articulations des membres inférieurs ainsi que des mouvements articulaires anormaux sous charge représentent des mécanismes plausibles de blessure (Silbernagel, Hanlon, & Sprague, 2020), (Aderem & Louw, 2015). La figure 1 illustre les contraintes mécaniques inhérentes à la course en sentier ainsi que les stratégies compensatoires nécessaires au maintien d'une locomotion sécurisée.

3.4.2. A l'échelle microscopique l'ostéon et les travées osseuses

3.4.2.1. L'ostéon



Figure 4: Ostéon, organisation microscopique premier élément du transfert de force (Virtual Body®)

Dans corps humain, la structure osseuse reprend les principes des ostéons concentriques observés dans l'os cortical, notamment dans le tarse et le métatarse. Cette organisation permet de répartir les charges exercées lors de l'appui, en particulier sur des terrains irréguliers comme ceux rencontrés en trail. Les contraintes verticales et latérales subies à chaque foulée sont ainsi diffusées radialement à travers les lamelles osseuses, réduisant les points de stress localisés et limitant le risque de microfractures (Hart, et al., 2020) ; (Pellegrino, Roman, & Fritton, 2017). La faible densité de l'os terminal confère à cette structure une légèreté notable, ce qui réduit le moment de force lors du balancement du pied et contribue directement à l'économie de course. Par ailleurs, la combinaison de la plasticité osseuse et de l'orientation alternée des fibres de collagène dans les lamelles favorise une dissipation efficace de l'énergie cinétique liée aux impacts et aux torsions répétées, améliorant ainsi la stabilité et l'adaptabilité du pied lors du contact avec des surfaces irrégulières (Liu, Lin, & Chen, 2023) ; (Niu, Du, & Liu, 2023) . Cette architecture concentrique et légère constitue donc un élément clé de la biomécanique efficace du pied, permettant d'allier résistance structurelle, flexibilité et efficacité énergétique, propriétés essentielles pour la performance et la prévention des blessures en trail-running.

3.4.2.2. Les travées osseuses

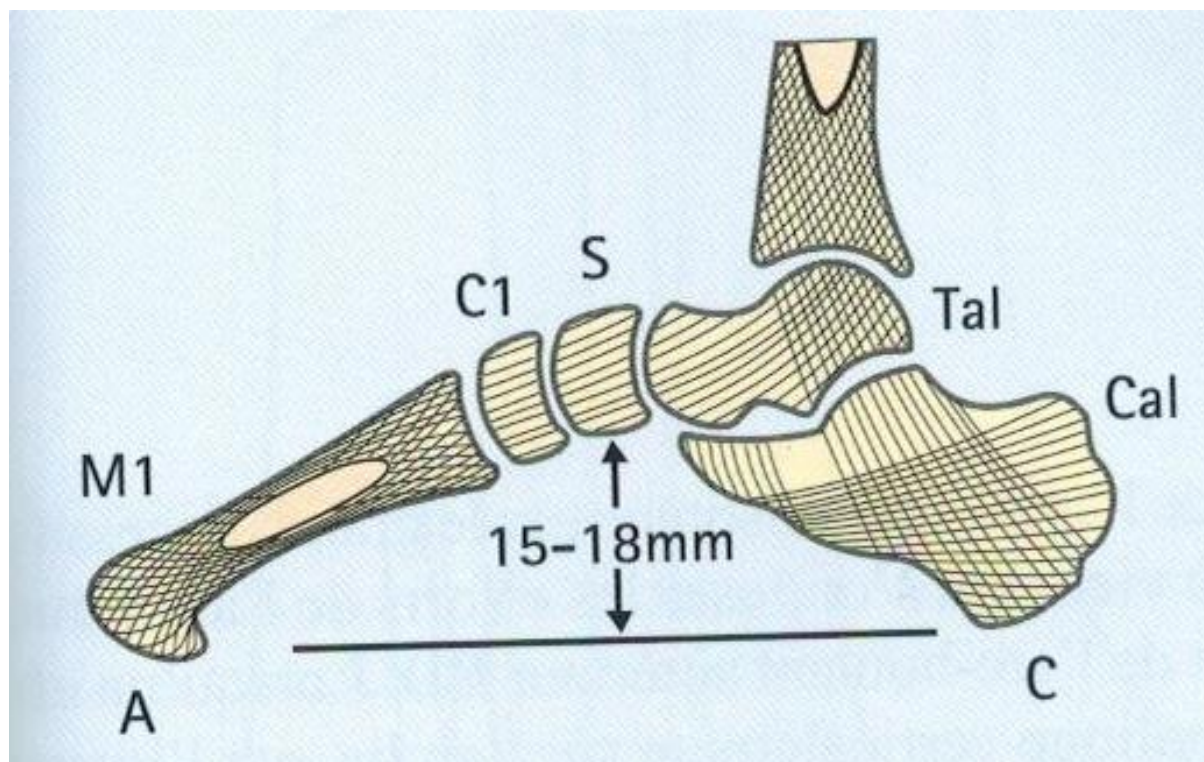


Figure 5: Les travées osseuses, arcs qui canalisent et distribuent les forces mécaniques (Dufour)

Les os du corps humain présentent une organisation interne caractérisée par des travées osseuses, véritables structures architecturales permettant de répartir, d'amortir et de dissiper les contraintes mécaniques. Cette disposition optimise la résistance aux forces exercées tout en limitant les risques de déformation importante jusqu'au niveau ultime, la fracture. L'os se distingue par son caractère plastique et adaptatif : il est capable de remodelage en fonction des sollicitations auxquelles il est soumis, conformément à la loi de Wolff. Ainsi, la structure osseuse n'est pas figée, mais évolue continuellement pour répondre aux exigences mécaniques imposées par l'environnement et l'activité motrice. Le transfert des charges par compression osseuse présente la particularité d'être très peu coûteux en énergie, ce qui intéresse le traileur d'autant plus que les efforts sont prolongés.

3.4.3. L'architecture triangulaire du pied, la multiplicité des arches

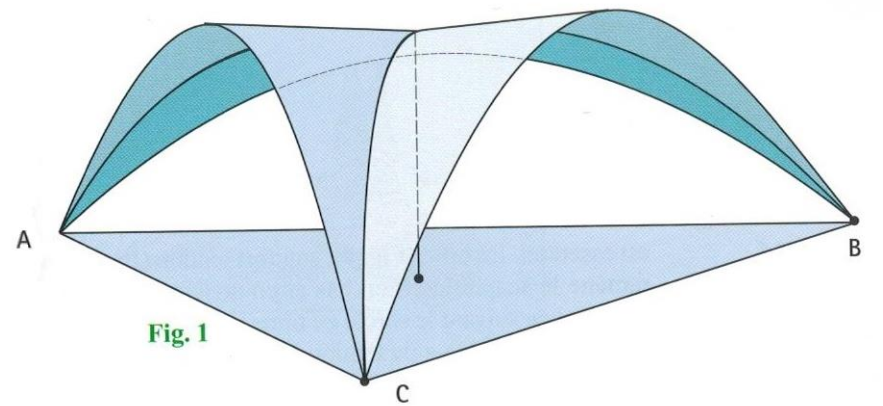
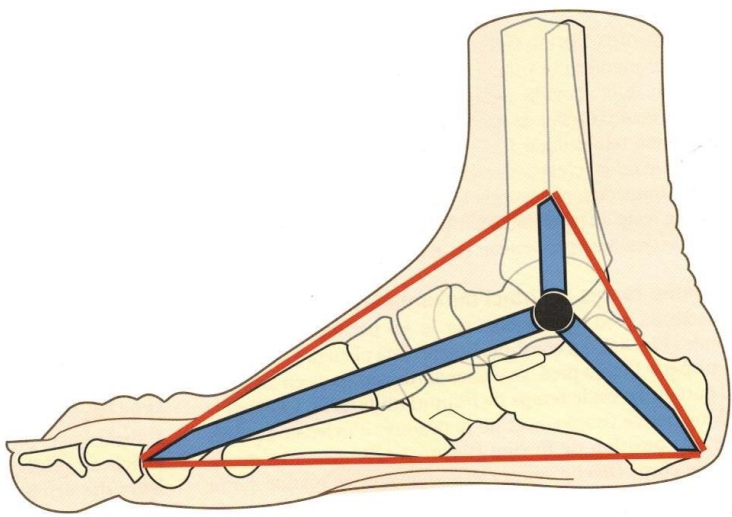


Figure 6 : Anatomie triangulaire du pied, géométrie efficiente Figure 7: organisation triangulaire du pied multidimensionnelle (Kapandji)

Le pied, selon Kapandji (2009), figure 6 et 7, est structuré en une architecture triangulaire dans les trois plans de l'espace. Cette organisation en « trépied » confère au système une grande adaptabilité et une stabilité optimale durant le mouvement. Dans le cadre du trail, où le pied est fréquemment en contact avec un sol irrégulier, cet élément revêt une importance particulière.

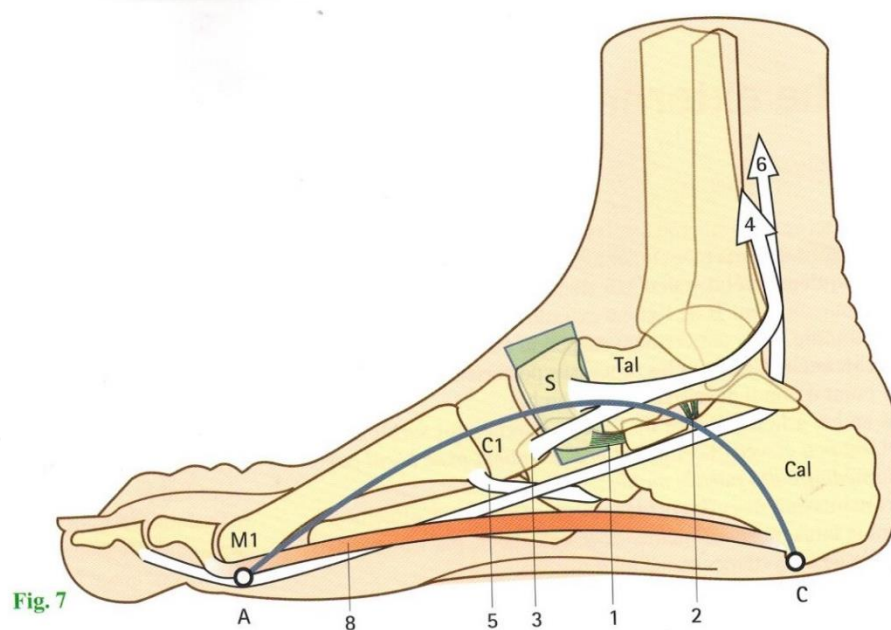


Figure 8: Arche antéro-postérieure médiale (Kapandji 2009)

La stabilité de l'arrière-pied et de la voûte plantaire lors de la course en trail repose sur l'action complémentaire des structures passives et actives. Sur le plan passif, le ligament calcanéo-scaphoïdien inférieur et le ligament talo-calcaneen assurent un rôle essentiel dans le maintien de la cohésion articulaire et la limitation des mouvements excessifs, notamment

en charge et sur terrains instables. Sur le plan actif, plusieurs muscles interviennent dans le contrôle dynamique : le tibial postérieur et le long fibulaire contribuent au soutien de l'arche plantaire et à l'adaptation du pied aux irrégularités du sol, tandis que les fléchisseurs profonds des orteils (LFH et LFO) participent à la stabilisation longitudinale et à la propulsion. Enfin, l'abducteur du 5^e orteil joue un rôle d'ancrage latéral en renforçant la stabilité de la voûte externe. L'équilibre entre ces deux systèmes, passif et actif, permet au pied du traileur d'absorber les contraintes mécaniques tout en conservant une stabilité fonctionnelle indispensable à la performance et à la prévention des blessures (Dufour, 2023) (Kapandji, 2009).

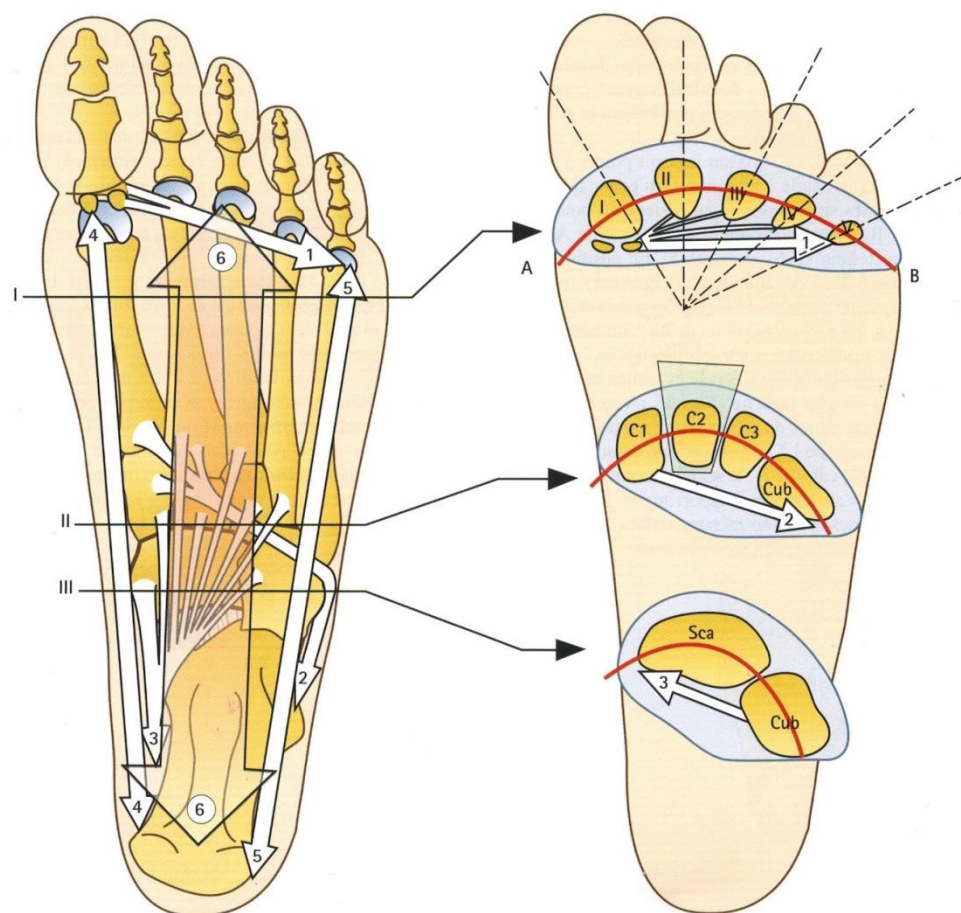


Figure 9: Arche antérieure transversale (Kapandji 2009)

La stabilité de l'arche antérieure transversale du pied repose essentiellement sur l'action coordonnée des muscles intrinsèques et extrinsèques. Sur le plan actif, l'adducteur de l'hallux, le long fibulaire et le tibial postérieur, via leurs expansions plantaires, contribuent à maintenir la concavité de la voûte transversale en exerçant une traction médiale et latérale équilibrée. Cette action est renforcée par la courbure longitudinale, qui couple la stabilité de l'arche transversale avec celle de l'arche médiale et latérale. Par ailleurs, des muscles comme l'adducteur du 1^{er} orteil (ADD1), le long fléchisseur de l'hallux (LFH), l'abducteur du 5^e orteil, le long fléchisseur des orteils (LFO) et le court fléchisseur plantaire assurent un soutien dynamique supplémentaire en stabilisant les appuis distaux et en contrôlant la répartition des charges entre l'avant-pied médial et latéral. Ce système musculaire actif permet ainsi de préserver l'intégrité de l'arche transversale lors de la propulsion et de l'adaptation aux terrains irréguliers, conditions particulièrement sollicitées en trail running.

3.4.4.1. L'exemple du pied lors de la phase d'appui

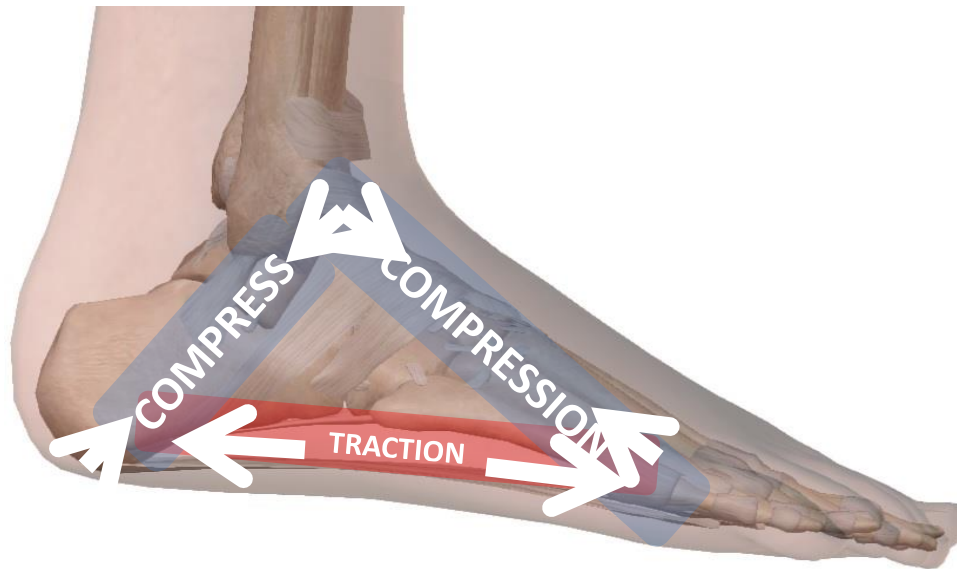


Figure 10 : illustration de la répartition de la charge dans le pied

En course à pied et dans la début de la phase portante dans le cas présent, le pied va subir un mécanisme de déformation pour résister à la pesanteur, pour rappel 2.5 fois le poids de corps. Des forces de compression vont alors agir sur le pied et déformer les structures. Dans le pied, le calcaneus-talus transfère les forces de l'arrière-pied vers le sol, et l'assemblage naviculaire-cunéiforme-métatarses qui distribue les contraintes à l'avant-pied. L'observation de la figure 10, nous montre qu'un point de tension va s'opérer à l'hypothénuse de notre triangle à savoir au sein du fascia plantaire.

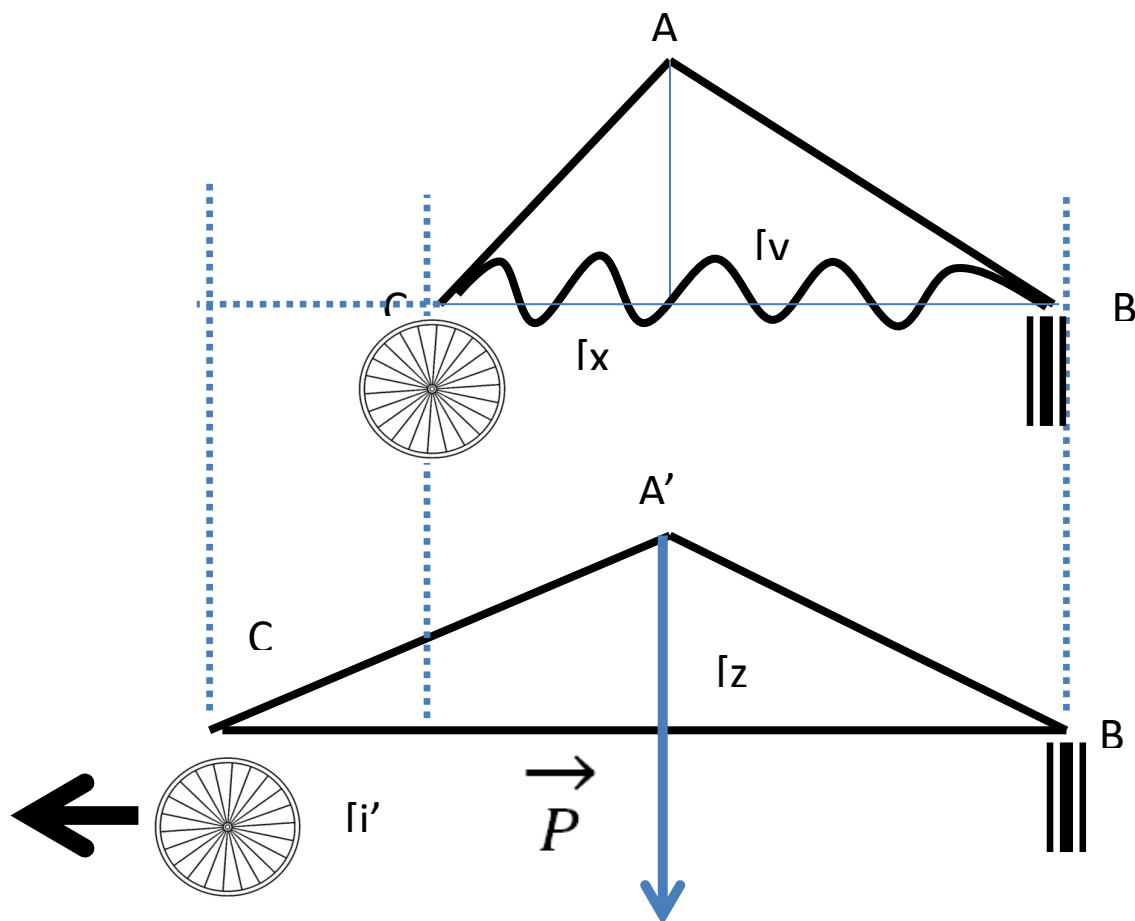


Figure 11 : illustration du système adaptatif du pied

Pour être plus précis, prenons l'exemple d'un pied qui présente une réception d'appui avant-pied (Appui B). La

modélisation du changement physique se traduit par un affaissement de la hauteur du triangle, avec $[y]$ qui va diminuer sous l'effet de la contrainte du poids. Le point B' n'est pas modifié, la dispersion et l'amortissement ne peut se faire qu'en déplaçant le point C, en C', augmentant mathématiquement la tension et la longueur totale du fascia plantaire $[i']$.

Ainsi, le fascia plantaire est mis à rude épreuve dans la biomécanique de course. Chez les coureurs asymptomatiques, l'épaisseur moyenne du fascia plantaire est d'environ **3 mm**, avec des variations liées à l'âge, au poids et au niveau d'activité physique (Ny Ony Narindra, et al., 2019). Cette épaisseur permet au fascia de fonctionner comme un ressort biologique, stockant et restituant l'énergie lors du déroulé du pied, ce qui contribue à l'économie de course.

La densité et la rigidité du fascia plantaire influencent également la performance et la prévention des blessures. Une plus grande élasticité permet une meilleure absorption des chocs et une dissipation efficace des forces, réduisant le stress sur les os et les articulations du pied (Zhou, et al., 2025). À l'inverse, une augmentation de l'épaisseur ou de la rigidité, souvent observée dans la fasciite plantaire, peut limiter la capacité du fascia à se déformer correctement, entraînant une transmission excessive des contraintes et un risque accru de douleur ou de blessure.

3.4.4.2. La cheville ouvrière de la course à pied

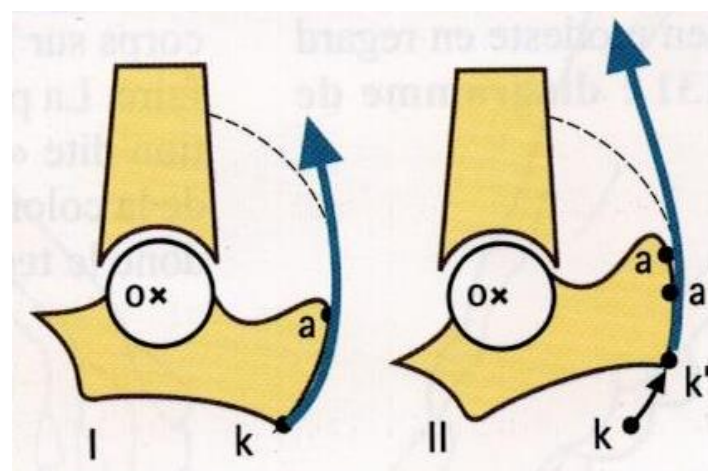
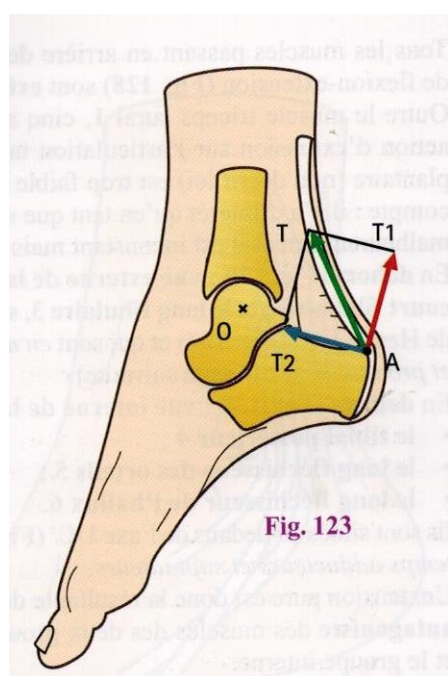


Figure 12: Bras de levier inter-résistant de l'articulation talo-crurale Figure 133 : un bras de levier à géométrie variable (Kapandji, 2009)

Au niveau de l'articulation talo-crurale, le bras de levier des muscles extenseurs de la cheville est relativement grand (voir figure 12) du fait du processus postérieur du calcaneus qui éloigne le centre de masse de la cheville de la force motrice. Dans cette situation notamment de réception de saut et de renvoi, la force de pesanteur passe entre le centre de masse et l'insertion distale du tendon calcanéen, réalisant un levier inter-résistant. L'architecture des muscles pennés de la loge postérieure de jambe associée à un grand bras de levier et à la poulie de réflexion des fibres les plus inférieures du tendon calcanéen réalisent une puissante contraction permettant au traileur de réceptionner ses pas dans du terrain très technique et un renvoi efficace du pas pour se projeter vers l'avant et poursuivre sa course. L'articulation de la cheville adopte

cependant une géométrie variable (figure 13) avec la longueur de son bras de levier diluant à mesure de l'extension de la cheville réduisant ainsi le travail des muscles du mollet.

3.4.4.3. Le complexe suro-achilléen plantaire



Figure 14 : le système achilléen-plantaire (virtual body®)

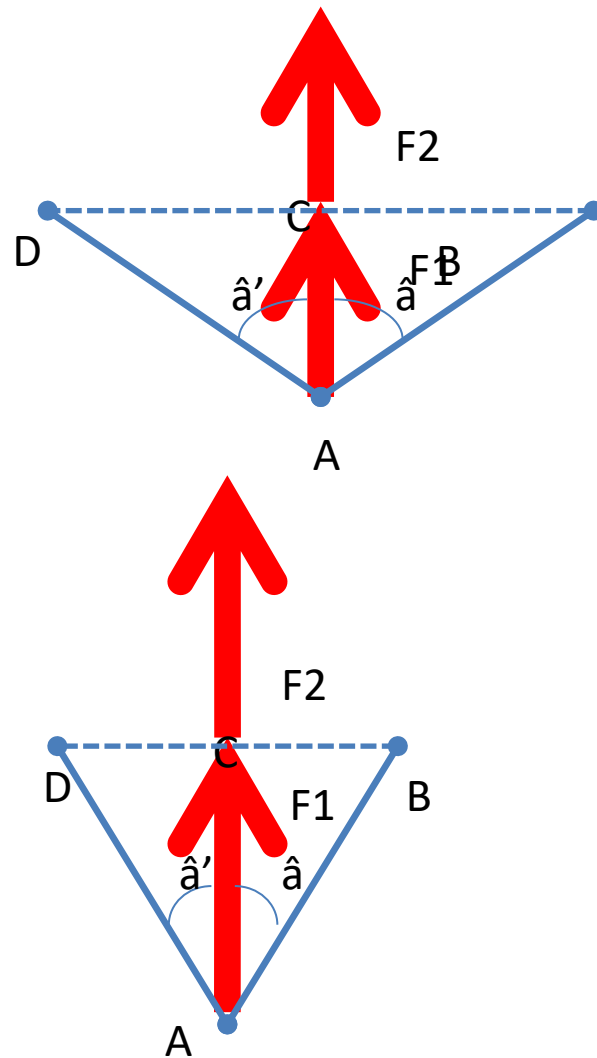


Figure 15 : Les muscles pennés, une force accrue s'expliquant par l'anatomie

Dans les muscles pennés tels que le soléaire et les gastrocnémiens du mollet (Dufour, 2023) (Kapandji, 2009) , la contraction musculaire repose sur l'augmentation de la force transmise aux tendons grâce à l'organisation oblique des fibres. Lorsqu'elles se raccourcissent et s'épaississent, les fibres modifient leur angle de pennation : en diminuant, cet angle augmente le cosinus associé, ce qui accroît la composante de force dirigée dans l'axe du tendon. Ainsi, l'architecture pennée permet, malgré l'orientation oblique des fibres, de maximiser la force résultante exercée sur le tendon.

En clair sur notre schéma : Nous pouvons résumer les conséquences physique de l'angle de pennation de la manière suivante :

Chaque fibre est représentée par les segments [AB] et [AD], dont les forces projetées sont $F_1 = [AB] \cos(a)$ et $F_2 = [AD] \cos(a')$. Lors de la contraction, l'étirement de [AB] et [AD] s'accompagne d'une diminution des angles a et a' , ce qui fait croître $\cos(a)$ et $\cos(a')$. Dès lors, F_1 et F_2 augmentent simultanément, et la résultante $F_{mT} = F_1 + F_2$ qui correspond à la force transmise au tendon s'élève également. Ce lien direct entre la variation géométrique des angles et la projection des forces illustre le rôle mécanique de la structure pennée dans la production de force musculaire, expliquant ainsi les conséquences de son efficacité musculaire.

Lanza, et al (2022) confirment que la relation volume musculaire/force diffère notamment par le type de fibres musculaire

et établissent l'efficacité des fibres pennées, mises à rude épreuve notamment dans la course à pied.

3.4.4.4. Focus sur l'articulation du genou et le segment crural

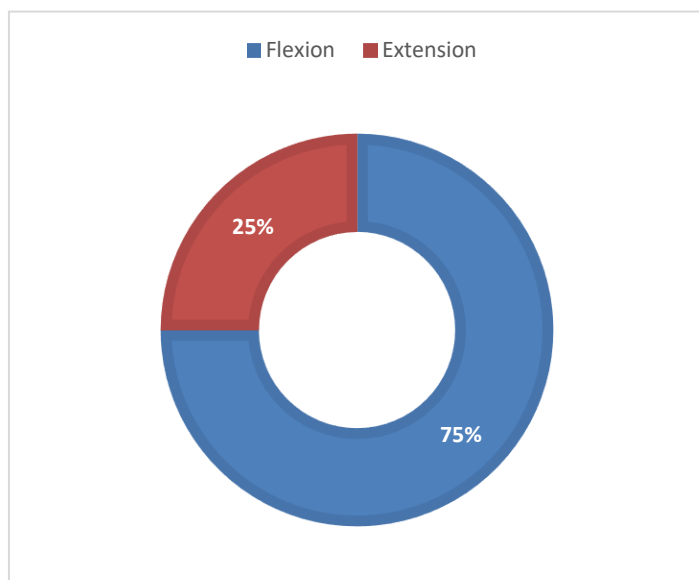


Figure 16

Figure 16 : répartition en pourcentage des degrés de libertés pour l'articulation de la hanche (Pink, Perry, Houghloun, & Devine, 1994)

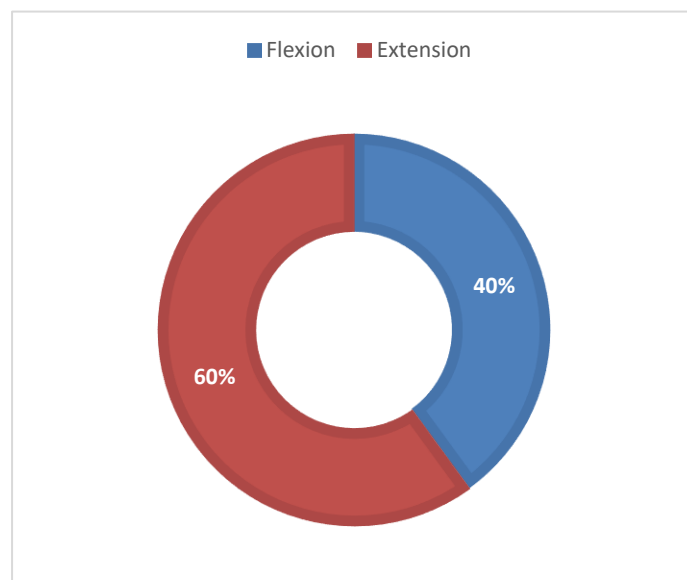


Figure 17

Figure 17: répartition en pourcentage des degrés de libertés pour l'articulation de la cheville (Pink, Perry, Houghloun, & Devine, 1994)

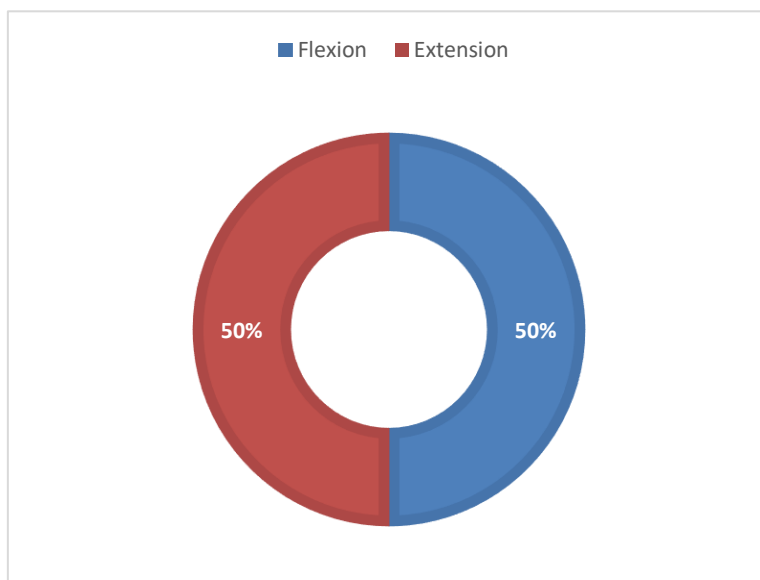


Figure 18: répartition en pourcentage des degrés de libertés pour l'articulation du genou (Pink, Perry, Houghloun, & Devine, 1994)

3.4.4.4.1. Le genou une articulation dédiée à la flexion pendant la course à pied

Nous remarquons d'après les travaux de Pink et coll (1994), que les contraintes se répartissent différemment dans les mouvements de flexion et extension en fonction de l'articulation. Nous notons que pour la hanche et la cheville, les articulations balayent les degrés complets depuis la position neutre ce qui est différent du genou.

En effet, cette articulation a la particularité d'évoluer uniquement dans un secteur de flexion pure, l'extension étant un simple retour de flexion. Cette spécificité est notable car le genou ne réalise jamais de d'extension active pour une raison simple : la sécurité du système artériel. La partie postérieure du genou est composée d'un système de coques condyliennes très épaisses protégeant le pivot central du genou et les ménisques notamment (Dufour, 2023).

3.4.4.4.2. Analyse de l'action du quadriceps lors de la course à pied

Comme nous l'avons observé précédemment, le genou est donc une articulation qui va évoluer dans un secteur articulaire de flexion lors de la course à pied. Le muscle principal moteur de ce mouvement est le quadriceps. Composé de 4 chefs, vaste intermédiaire, vaste latéral, vaste médial, droit fémoral, c'est la masse musculaire principale du volume crural. Il est composé de fibres musculaires longitudinales avec 3 tendons : Tendon proximal court et en partie distale le tendon quadricipital et le tendon rotulien (expansion du précédent à la partie antérieure et superficielle de la patella) (Kapandji, 2009) (Dufour, 2023).

C'est un muscle qui dans son action dans la course à pied va avoir deux composantes majeures :

- En phase d'amorti il se contracte pour être anti-fléchisseur du genou et s'opposer ainsi à la force de gravité écrasante. Sans une contraction importante du quadriceps le coureur s'effondrerait au premier appui.
- En phase de poussée, ce muscle se contracte partant d'une position de flexion tendant vers l'extension, sans toutefois ne jamais aller dans un secteur d'extension pour des raisons de sécurité et protection articulaire que nous avons évoqué plus haut.

Nous sommes donc en présence d'un muscle qui va s'étirer tout en se contractant (phase excentrique) puis se raccourcir tout en se contractant (phase concentrique) sur un temps d'appui très restreint, garantissant l'efficacité du geste et son économie.

3.4.4.4.3. La composante pliométrique

La résultante du type de contraction décrit plus haut est le mode de contraction pliométrique. On parle d'une action musculaire pliométrique lorsque un muscle dans un état de tension est d'abord soumis à un allongement, puis qu'il se contracte en se raccourcissant. Il y a mise en jeu de ce que les physiologistes appellent "the stretch - shortening cycle". (le cycle étirement - raccourcissement) dans un temps court.

Ce mode de contraction est le plus puissant du corps humain, car la force d'étirement passive en plus de la contraction sur la phase d'amorti va se libérer en fin de phase concentrique (Cometti, 2007)

3.4.4.4.4. La spécificité de l'environnement trail, différence majeure avec la pratique du running

On mesure les forces colossales auxquelles est soumis ce muscle particulièrement dans le trail. En effet d'après l'International Trail Running Association (ITRA) et la Fédération Française d'Athlétisme (FFA), le trail dans sa globalité se définit par des distances d'une vingtaine de kilomètres (trail court) jusqu'à des distances bien supérieures à quatre-vingt kilomètres.

Le trail se déroule dans un milieu à l'écart de la route (20 % des la distance maximum sur route) en forêt, montagne, campagne dans un terrain marqué par un dénivelé plus ou moins fort et un terrain plus ou moins accidenté (ITRA, s.d.). (Fédération Française d'Athlétisme)

Le dénivelé ajouté aux passages techniques nécessitent des amplitudes en flexion supérieure à une pratique du running pour adapté se course au tracé.

On mesure la difficulté pour le corps et particulièrement les articulations du membre inférieur pour résister à l'effort ce parfois pour des distances supérieures à cent kilomètres.



Figure 19: résultante des forces de compression sur l'articulation fémoro-patellaire (droite) lors de la contraction du quadriceps droit (virtual body®)

En bleu on remarque la force qui s'applique sur le tendon patellaire, en orange la résultante de la force motrice du quadriceps. Ce couple de force génère une force de compression fémoro-patellaire importante et majorée par la flexion de genou

3.4.4.4.5. Le genou une zone de fragilité du membre inférieur

Le genou articulation intermédiaire du membre inférieur présente la particularité pour sa partie fémoro-tibiale d'être non faiblement congruent et concordant. L'angle physiologique Q de 170° crée une tendance naturelle du genou à s'effondrer en valgus lors de la résistance aux foulées gravitaires. Les muscles varisant tels les fessiers sont donc essentiels. C'est la raison pour laquelle un déséquilibre pour ses derniers peut s'avérer dangereux pour le genou. En outre la contraction du quadriceps vers l'extension du genou force à cause de ce valgus physiologique la patella en latéral (résultante des force) majorant les contraintes fémoro-patellaire latérale et pouvant être à l'origine de syndrome fémoro-patellaire.

3.4.5. Mise à distance

Fort de l'analyse de la littérature, des études biomécaniques 3D et des observations sur les déséquilibres de force, il est apparu nécessaire d'approfondir l'investigation à l'aide d'outils simples et accessibles. Dans ma pratique en kinésithérapie, j'avais en effet constaté que certains déséquilibres persistaient et impactaient les performances aux tests de saut chez des sportifs en arrêt prolongé.

Cela soulève la question : qu'en est-il chez une population « saine » ? Existe-t-il des signes précurseurs avant l'apparition de blessures ? Quels sont-ils ? Dans quelle mesure ?

Pour répondre à cette interrogation, j'ai choisi d'utiliser une batterie de tests ciblant les déséquilibres autour du genou utiliser en kinésithérapie que sont principalement les tests de sauts. J'avais également en ma possession un dynamomètre et des plateformes de force.

J'ai donc cherché à savoir en reprenant notamment les éléments de la littérature en ma présence, quelle variable pourrait être en mesure de révéler une asymétrie fonctionnelle et quels paramètres pourraient être en mesure de l'influencer.

4. ETUDE

Dans le cadre de cette recherche, il m'a été nécessaire d'élargir le nombre de variables étudiées et de concevoir un protocole spécifique, en raison des limites de la littérature existante et des moyens dont je disposais.

4.1. Stratégie de communication

La communication (Annexe 1) a joué un rôle central dans le recrutement des participants à cette étude. L'affiche diffusée sur les réseaux sociaux, pensée pour parler directement aux coureurs et traileurs, a permis de toucher un large public tout en donnant une image sérieuse et crédible au projet.

Cette stratégie a été élaborée en deux temps :

- attirer d'abord largement puis sélectionner selon des critères précis
- faciliter la constitution d'un échantillon adapté tout en respectant les exigences scientifiques. Au-delà du recrutement, elle a aussi contribué à rapprocher la recherche des pratiquants, renforçant ainsi son impact et sa portée. Cette démarche illustre combien une stratégie de communication bien pensée peut allier rigueur académique, efficacité pratique et retombées positives pour la communauté sportive.

4.2. Critères d'éligibilité à l'étude

Pour trouver les participants à cette étude, j'ai fait un premier tri sur les réseaux sociaux (cf. annexe) qui m'a permis d'attirer des participants sur base de critères clairs en pratique du trail-running. J'ai ensuite échangé avec eux individuellement pour faire un second filtre et m'assurer que leur profil rentrait dans les critères.

Je leur ai enfin fait parvenir un premier questionnaire qui reprenait tous les critères d'éligibilité afin de m'assurer que mon échantillon était bien ciblé.

Il leur a été formulé de manière très claire s'ils souhaitaient participer l'étude ainsi que la validation de l'ensemble des critères de l'étude à savoir :

- Participer de manière volontaire, sans pression extérieure.
- Pouvoir retirer votre consentement à tout moment, sans justification et sans conséquence.
- Vous impliquer activement et honnêtement dans les tests et consignes proposés.
- Pratique sportive régulière (≥ 3 sessions/semaine).
- Pratique de la course trail et running
- Absence de problème de santé particulier contre indiquant la pratique sportive
- Ayant une gonalgie ayant interrompue l'activité au cours des 12 derniers mois
- Présence d'une gonalgie qui n'interrompt pas l'activité course

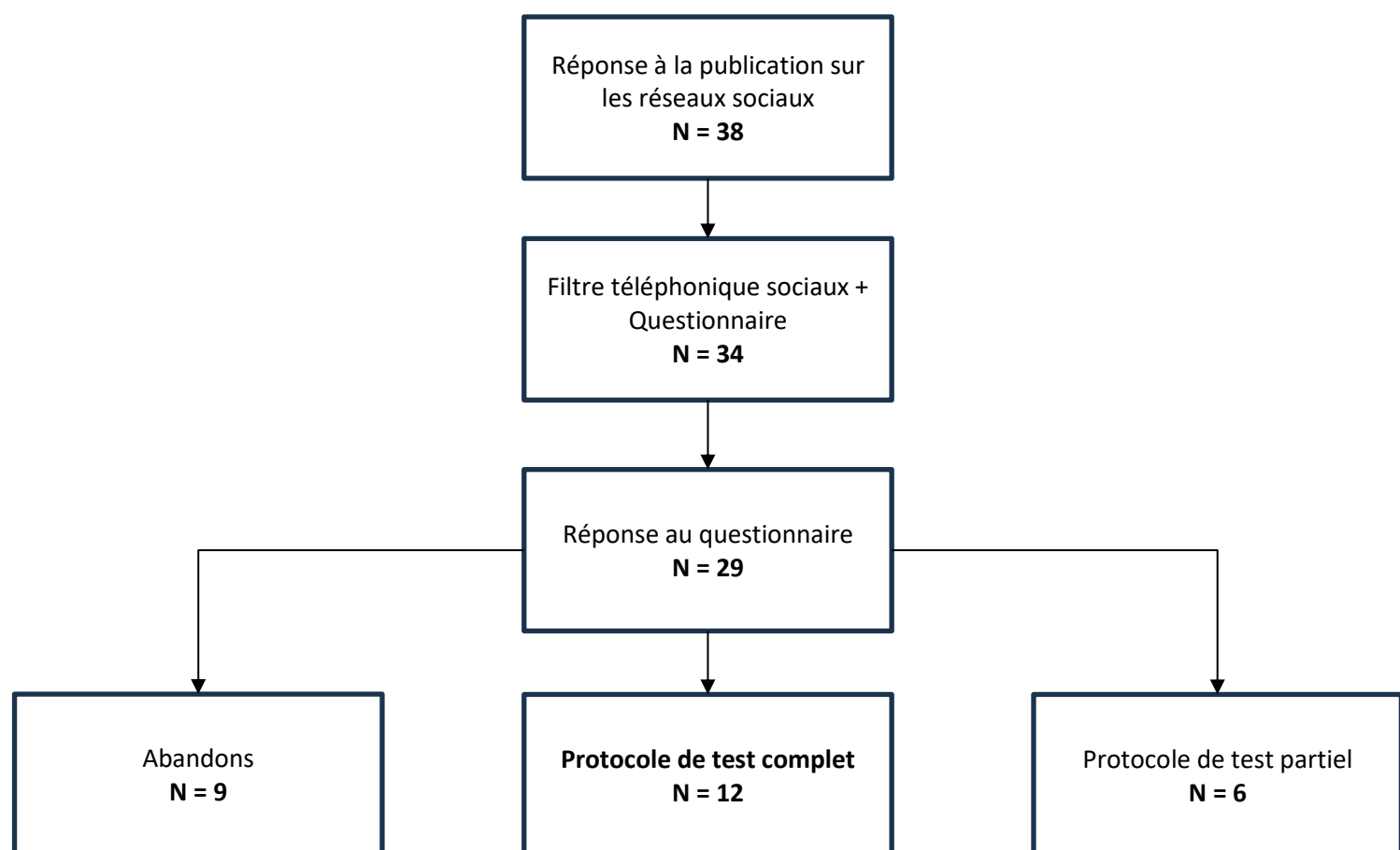


Figure 20 : schéma présentant la répartition des participants à l'étude

Le taux de participants étant allés au bout de l'étude est légèrement supérieur à 30 %. Des contraintes d'organisation et logistiques ont contraint la réalisation logistique d'une partie des tests abaissant le taux total de participants ayant effectués l'ensemble du protocole.

4.3. Description du protocole

4.3.1. Questionnaire : une photo générale des participants

4.3.1.1. Questionnaire préliminaire

Cette étape a constitué le point de départ de la démarche. Elle visait à rappeler l'intérêt et les phases de l'étude, à préciser les critères d'inclusion, à recueillir le consentement éclairé des participants pour l'utilisation académique et anonymisée de leurs données. Un premier questionnaire a permis de recenser les antécédents de blessures sur les douze derniers mois, en précisant la latéralité, la région touchée et l'existence ou non d'un arrêt sportif. Il a été demandé le niveau de pratique (compétition/loisirs) niveau de performance, VMA, âge, poids, taille... Ces informations ont servi à classer les participants selon leur statut lésionnel et le degré de gravité, en vue de comparer ultérieurement leurs résultats aux tests.

Ce premier questionnaire visait également à percevoir le ressenti des participants et d'étudier leur rapport à la blessure voire leur rapport à leur douleur nécessitant l'arrêt ou non. L'utilisation de questionnaires d'auto-évaluation présente un intérêt majeur dans la recherche scientifique, en particulier lorsqu'il s'agit d'accéder à des données subjectives telles que les antécédents de

blessures, la perception de la douleur ou encore la gêne fonctionnelle. Ces outils permettent de recueillir des informations difficilement observables ou mesurables par des méthodes objectives (Prince, et al., 2008). Ils offrent également un mode de collecte efficient, peu coûteux et applicable à de larges échantillons, ce qui en facilite l'intégration dans des protocoles de recherche en sciences du sport (Helmerhost, Brage, Warren, & Ekelund, 2012). De plus, lorsqu'ils sont bien construits et validés, les questionnaires d'auto-évaluation peuvent présenter une bonne fiabilité et reproductibilité, notamment dans le suivi des comportements de santé ou des événements traumatiques (Boon, Hamlin, Steel, & Ross, 2010). Ainsi, en complément de mesures objectives, l'auto-évaluation constitue un outil pertinent pour classer les participants, identifier des sous-groupes et confronter les résultats aux tests expérimentaux.

4.3.1.2. Questionnaire final

Un questionnaire final a été administré aux participants dix semaines après la réalisation des tests initiaux, afin de recueillir des informations sur la survenue éventuelle de nouvelles blessures au cours de cette période. L'objectif était de vérifier si certains indicateurs mesurés lors des évaluations de départ pouvaient constituer des facteurs prédictifs de blessure, en comparant les données des participants blessés à celles des non blessés, ainsi qu'aux profils d'anciens blessés identifiés lors du premier questionnaire. Cette démarche confère à l'étude une dimension prospective, en permettant d'examiner les liens entre les variables de performance, les asymétries musculaires ou fonctionnelles, et l'incidence des blessures ultérieures.

4.3.2. Les tests de sauts en milieu contrôlé : lesquels, pourquoi ?

Le choix des tests utilisés dans cette étude s'appuie à la fois sur des considérations scientifiques et pratiques. Les tests retenus sont le saut vertical bipodal CMJ-SJ (sur plateforme de force), le saut en longueur bi et unipodal (Hop Test), le Side Hop Test et le saut médio-latéral, triple side hop test. Ces tests sont largement décrits dans la littérature comme étant des outils fiables et valides pour évaluer la performance fonctionnelle des membres inférieurs (Swearigen, et al., 2011).

D'un point de vue scientifique, ces tests présentent de bonnes corrélations avec des indicateurs de force, de puissance et de stabilité dynamique, ce qui leur confère une pertinence particulière dans l'évaluation des capacités neuro et musculaires. Plusieurs études ont montré que les sauts unipodaux, notamment le Hop Test et le Side Hop Test, permettent de détecter des asymétries ou des déficits résiduels après blessure, en particulier au niveau du genou et de la cheville. Le saut vertical et le saut médio-latéral, quant à eux, apportent des informations complémentaires sur la puissance explosive et le contrôle latéral, essentiels dans de nombreux gestes sportifs (Fort-Vanmeerhaeghe, Mila-Villarroel, Pujol-Marzo, Arboix-Alio, & Bishop, 2020) (MacSweeney, et al., 2024).

J'ai par ailleurs introduit certaines variantes dans les tests, fondées sur mon raisonnement clinique en kinésithérapie du sport et sur la réalisation pratique en accord avec une réalisation technique. Dans une perspective de recherche, il apparaît pertinent d'examiner de nouvelles approches, d'en confronter les résultats et, le cas échéant, d'en évaluer ou d'en invalider l'intérêt.

Dans cette première phase de tests, tous les participants sont venus au cabinet pour réaliser les tests de sauts. Ce choix s'est opéré pour des raisons pratiques quant à l'installation technique et l'exactitude des données enregistrées entre les participants. En résumé, le recours à ces tests de sauts s'explique par leur validité scientifique reconnue, leur pertinence clinique et leur faisabilité pratique, en accord avec les recommandations de la littérature.

4.3.3. Des tests de terrain : au plus près des conditions de trail

Une deuxième partie des tests a été réalisée en terrain accidenté dans une pente de 8 % et dans les cailloux. Cette seconde voie de test avait pour but notamment de confronter les participants dans des conditions en milieu naturel avec des appuis notamment incertain. Mon intention était également de placer les participants dans des conditions perturbantes dans le but d'observer si les performances en « laboratoire » étaient corrélées au terrain, ou si le terrain accidenté révélait de nouveaux comportements non observés dans la première phase.

Sur cette phase de terrain, j'ai réalisé des tests de 6 sauts unilatéraux et un test de vitesse maximum en montée et descente sur 10 m.

Il est important de noter que ces tests ont été réalisés après un échauffement préalable sans fatigue issue d'une séance précédente.

4.4. Mesures

Avant chaque phase de test en laboratoire, chaque participant à réaliser 12 minutes de vélo 150 W, 90 tours par minute, puis 3 fois 30 mètres de montée de genoux, talons-fesses, type échauffement russe.

4.4.1. Tests de sauts sur plateforme de force

4.4.1.1. Saut en contre-mouvement (Countermovement Jump, CMJ)

Les plateformes de force utilisées sont de la marque K-Invent. Le CMJ est un test de performance explosive largement utilisé pour évaluer la puissance des membres inférieurs. Il consiste à réaliser un saut vertical, mais sur les hanches précédé d'une flexion rapide des genoux et des hanches, suivie d'une extension maximale afin de générer un maximum d'impulsion. Ce mouvement exploite le cycle étirement-raccourcissement (stretch-shortening cycle, SSC), qui permet de stocker puis de restituer l'énergie élastique accumulée lors de la phase excentrique. Le CMJ fournit ainsi des informations sur la capacité de l'athlète à utiliser efficacement ses qualités neuromusculaires et élastiques pour optimiser la production de force (Bosco, Luhtanen, & Komi, 1983) (Samozino, Morin, Hintzy, & Belli, 2008). Il est particulièrement pertinent selon Markovic & Mikulic dans leur étude de 2010 dans le suivi de la performance, de la fatigue neuromusculaire et des asymétries inter-membres

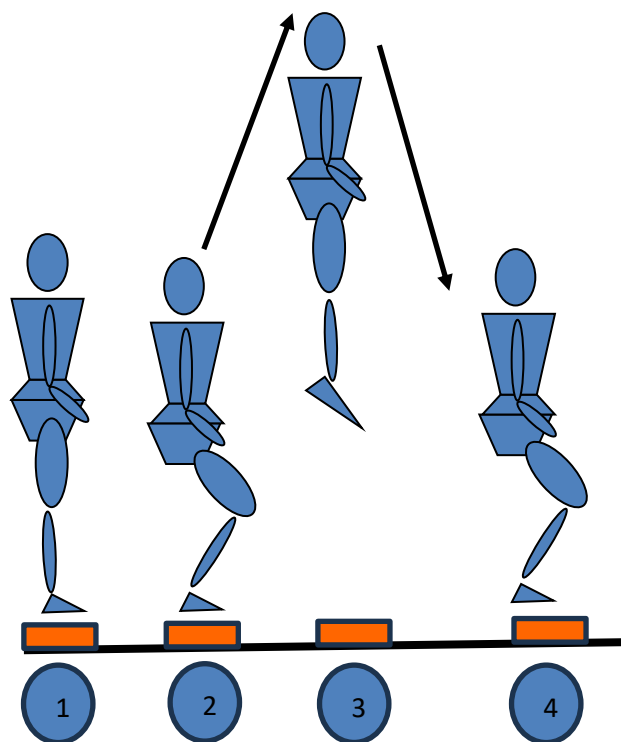


Figure 21 : les phases de réalisation du CMJ

4.4.1.2. Saut sans élan (Squat Jump, SJ)

Le SJ est un test de référence permettant d'évaluer la puissance musculaire concentrique des membres inférieurs. L'athlète démarre en position en flexion de genou d'environ 90° mains sur les hanches, maintient brièvement cette position afin d'éliminer toute contribution du cycle étirement-raccourcissement, puis effectue un saut vertical maximal. L'absence de phase excentrique préalable fait du SJ un indicateur spécifique de la force concentrique explosive principalement du quadriceps (Cometti, 2007). Comparé au CMJ, il permet de distinguer la part de performance liée à l'utilisation du SSC et sert ainsi de complément indispensable dans l'évaluation du profil de puissance de l'athlète (Bosco, Luhtanen & Komi, 1983 ; Markovic & Mikulic, 2010).

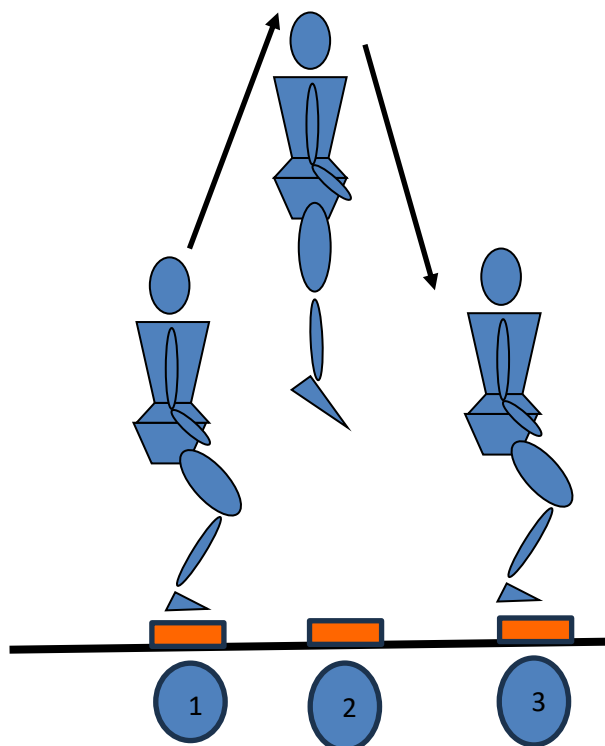


Figure 22 : les phases de réalisation du SJ

4.4.2. Le Hop Test

Le Hop Test regroupe une série d'épreuves fonctionnelles unilatérales visant à évaluer la puissance, la stabilité et la symétrie des membres inférieurs. Dans tous les cas nous avons fait un saut test pour que chaque participant appréhende le test, puis nous avons pris la plus grande distance sur les 3 tentatives.

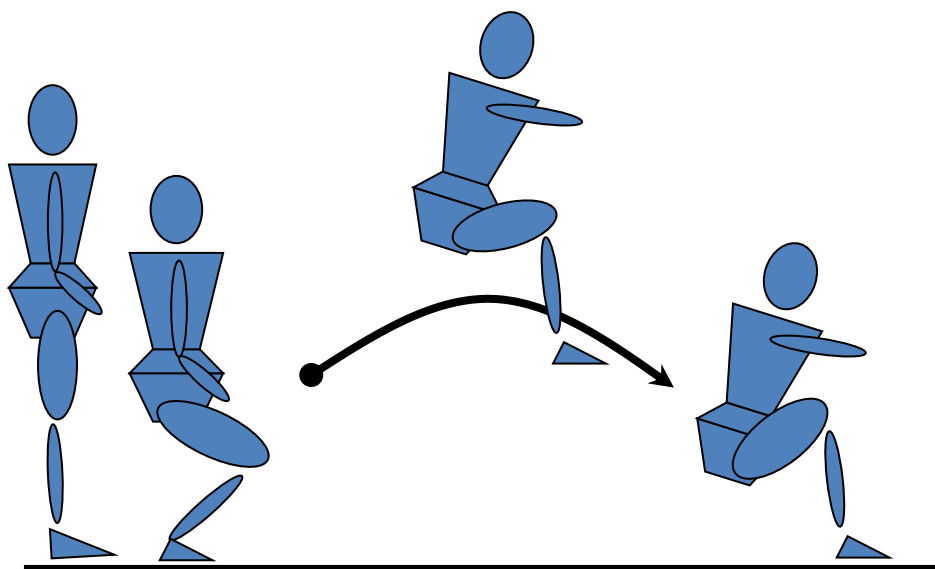


Figure 23 : Hop Test Bipodal et unipodal

Dans la version unipodale le saut a été validé si l'appui a été strictement unipodal au départ et à l'arrivée après 3 secondes de maintien statique. C'est un protocole arbitraire qui nous a paru pertinent pour valider l'essai.

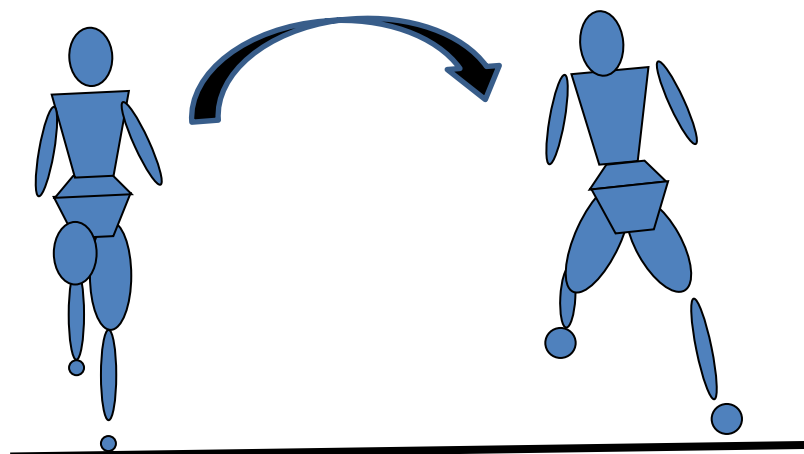


Figure 24: single Hop Test

Pour cette variante, nous avons réalisé un saut latéral gauche et droit et un saut médial gauche et droit. L'intérêt était de mesurer la différence de force et la répartition entre les abducteurs/adducteurs de hanche valgisant/varisant de genou et inverseur/éverseur de cheville.

Le test de 3 sauts unipodal présente la particularité de mesurer la capacité du membre inférieur à amortir et renvoyer la force vers l'avant.

L'ensemble permet de calculer un Limb Symmetry Index (LSI), défini comme le rapport entre les performances du membre opéré/blessé et du membre sain, multiplié par 100. Un $LSI \geq 90 \%$ est souvent considéré comme un critère clinique favorable pour le retour à la pratique sportive (Logerstedt, et al., 2013). Au-delà de la simple mesure de performance, ce test met en évidence les déséquilibres fonctionnels persistants, susceptibles d'augmenter le risque de re-blessure si le retour à l'entraînement est prématuré (Grindem, Snyder-Mackler, Moksnes, Engebretsen, & Risberg, 2016).

4.4.3. Les mesures dynamométriques pour les fléchisseurs et extenseurs du genou

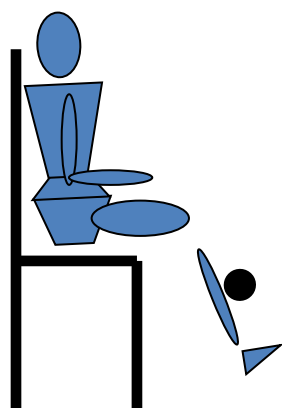


Figure 25 : Test de force isométrique en extension de genou à 90 °

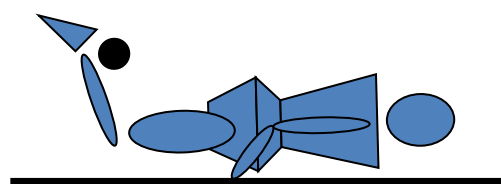


Figure 26 : Test de force isométrique en flexion de genou à 90

Les tests isométriques réalisés au dynamomètre manuel constituent une méthode de référence pour l'évaluation de la force musculaire maximale volontaire des muscles fléchisseurs (ischio-jambiers) et extenseurs (quadriceps) du genou. Dans ce protocole, les mesures sont effectuées à un angle articulaire standardisé, généralement 90° de flexion du genou, tant pour la contraction des quadriceps en extension que pour celle des ischio-jambiers en flexion. Cette position intermédiaire permet d'obtenir un compromis entre la longueur musculaire et le bras de levier articulaire, optimisant la contraction sans crampes, reproductibilité du test et la comparabilité des résultats (Bandholm, Hölmich, & Thorborg, 2012). L'intérêt principal de cette évaluation réside dans la quantification de la force isométrique maximale, dans le calcul du ratio ischio-jambiers/quadriceps (H/Q ratio), ainsi que dans l'analyse des asymétries inter-membres, paramètres essentiels pour le suivi de la performance, la prévention des blessures (notamment des lésions du LCA et des ischio-jambiers) et la décision de retour au sport (Chamorro, Armijo-Olivo, De la Fuente, Fuentes, & Chiroso, 2017). L'utilisation du dynamomètre assure une mesure objective, fiable et sensible aux adaptations induites par l'entraînement ou la rééducation.

Le dynamomètre de marque K-Invent est fixé au moyen d'une sangle inamovible et les angles sont mesurés par un goniomètre pour chaque changement de position et de participants

4.4.4. Les tests chronométrés et sauts unipodaux de terrain

Deux types de tests complémentaires ont été réalisés afin d'évaluer la performance locomotrice et la capacité de rebond unipodal. Le premier consistait en un sprint chronométré sur 10 mètres avec une pente de 8 %, effectué en montée puis en descente. Chaque athlète réalisait trois essais, séparés par un temps de récupération standardisé, et seule la meilleure performance était retenue pour l'analyse. Ce test permet d'évaluer à la fois la capacité de production de force horizontale et l'efficacité biomécanique du déplacement en conditions spécifiques (accélération en montée, freinage et contrôle en descente), paramètres directement liés au risque de blessure et à la qualité du contrôle neuromusculaire (Morin et al., 2019). Le second protocole correspondait à un test de saut unipodal avec une distance maximale sur 6 sauts sur la même jambe, le nombre de contacts au sol étant enregistré. Cet indice reflète la puissance et l'endurance pliométrique du membre testé, tout en mettant en évidence d'éventuelles asymétries inter-membres dans la capacité de propulsion et d'absorption des contraintes mécaniques (Bishop, Read, Mc Cubbine, & Turner, 2021). L'ensemble de ces tests fournit des données objectives sur la fonction musculaire, la performance et la stabilité dynamique, constituant ainsi des indicateurs pertinents pour l'évaluation du risque de blessure et le suivi de l'athlète.

4.5. Description du protocole

4.5.1. l'interlimb asymmetry index

Pour comparer les données inter-opérateurs, j'utilise « l'interlimb asymmetry index » (Parkinson, Apps, Morris, Barnett, & Lewis, 2021) dont voici la formule pour la comparaison par rapport au membre fort :

$$\text{Asymmetry Index (\%)} = \frac{|Membre \textit{fort} - Membre \textit{faible}|}{\max(Membre \textit{fort})} \times 100$$

4.5.2. Score d'antécédents de blessure

J'ai demandé aux participants quels étaient leurs antécédents de blessures aux membres inférieurs en précisant la latéralité de leurs blessures.

Dans l'étude des antécédents, j'ai considéré qu'une blessure ancienne, une fois guérie, n'avait pas empêché la poursuite des activités sportives. Je suppose que l'ancienneté de la blessure limite l'impact sur les performances au test au moment T. Il a été précisé aux participants que seules les blessures n'ayant pas entraîné d'arrêt sportif supérieur à 15 jours étaient prises en compte.

Pour quantifier les blessures, j'ai utilisé une échelle arbitraire : une blessure survenue il y a 12 mois était codée « 1 » par région, une blessure survenue il y a 6 mois était codée « 2 », et une blessure récente, au moment du test, était codée « 3 ».

4.6. Résultats

4.6.1. Le niveau de pratique

L'ensemble de nos participants traileurs pratique le trail suivant différente modalité, allant du trail court pour 8 d'entre eux (classe d'âge 24 -56 ans) à une pratique en ultra, pour 4 d'entre eux dans une classe d'âge 25-35 ans. La vitesse à Volume Maximale Aérobie (vVMA) est d'ailleurs proportionnelle au niveau de pratique puisque comprise entre 20 - 17,2 Km/h pour les ultras traileurs (2 au départ de l'UTMB, 1 Grand Raid de la réunion) et de 10.2 – à 16 km/h pour le groupe de trail court.

Dans ce groupe on note une particularité importante puisque les niveaux de VMA baissent fortement avec l'âge avec une moyenne à 12.3 pour 52 ans de moyenne.

D'un point de vue du poids et selon l'index BMI, personne ne se situe en situation de surcharge pondérale, avec un indice de masse corporel compris entre 19 et 25.

4.6.2. Epidémiologie des blessés

Sur nos 12 participant, un seul de nos traileurs n'a pas été considéré comme blessé durant l'année écoulé, c'est-à-dire ne nécessitant pas plus de 15 jours d'arrêt sportif. Si l'on se réfère à notre échelle, nous avons 25 blessures (60 %) qui ont affecté le membre inférieur gauche, et 17 pour le membre inférieur droit (40%) pour une période comprise entre le test et une année antérieure.

Une constante domine : à 12 mois, 6 mois et au moment du test le membre inférieur est gauche est systématiquement le plus touché. (12 mois 66% - 6 mois 50% - Test 65 %).

4.6.3. Les facteurs de la performance d'impulsion

Hop Test (cm)	CMJ (cm)	SJ (cm)	Diff CMJ SJ
179	19,6	18,3	1,3
22	28,3	29,9	-1,6
263	28,3	29,9	-1,6
2,3	28,3	28,3	0
215	29,9	29,8	0,1
165	17,1	19,6	-2,5
155	19,6	18,3	1,3
18	23,8	21	2,8
2	21	19,6	1,4
22	18,3	23,7	-5,4
255	40,3	40,3	0
215	25,2	28,3	-3,1

Figure 27 : Comparaison des tests de sauts verticaux (CMJ-SJ) et horizontaux (Hop Test)

La première relation que l’on observe dans la mesure de test de force c’est que le CMJ et le SJ sont assez similaires. Dans 33 % des cas le CMJ est supérieur au SJ indiquant que les capacités explosives plutôt centré autour du quadriceps sont dominantes dans notre groupe par rapport aux capacités pliométriques illustrées dans le CMJ. On remarque toutefois que la performance au CMJ et SJ est corrélée à la performance au hop test suivant une droite linéaire (figure 25).

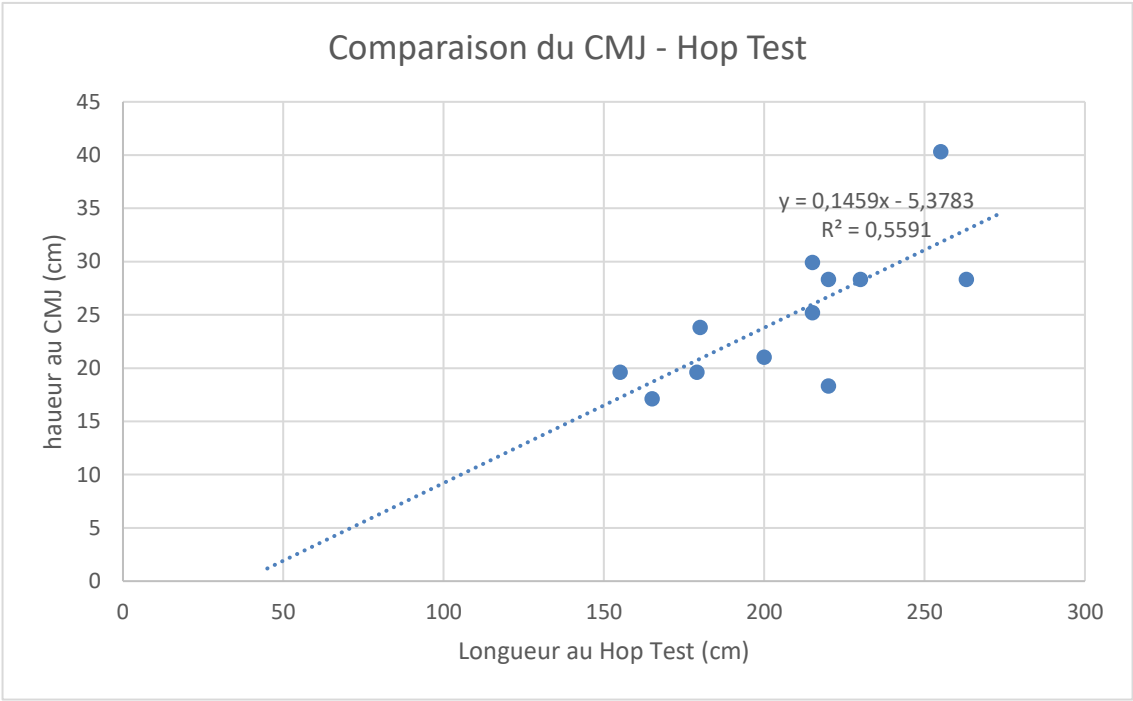


Figure 28: Graphique comparant la performance au CMJ avec la performance au Hop Test

Side Hop Test (m) Gch Front	Side Hop Test (m) Dt Front	Interlimb Index Single Hop Test		Triple side hop test (m) Front gch	Triple side hop test (m) Front Dt	Interlimb Triple side Hop test	
		Gch	Dt			gch	dt
1,32	1,46		9,5890411	4	4,5		11,1111111
1,8	1,8	0	0	5,2	5,3		1,88679245
1,9	1,9	0	0	4,75	5,75		17,3913043
1,55	1,7		8,82352941	5	5,05		0,99009901
1,65	1,75		5,71428571	4,6	4,8		4,16666667
1,4	1,3	7,14285714		4,1	2,9	29,2682927	
1,4	1,27	9,28571429		3,85	3,7	3,8961039	
1,35	1,3	3,7037037		4,5	4,15	7,77777778	
1,6	1,45	9,375		4,65	3,7	20,4301075	
1,75	1,7	2,85714286		4,7	4,6	2,12765957	
2,2	2,25		2,22222222	6,3	6,4		1,5625
1,75	1,85		5,40540541	4,8	5,3		9,43396226

Figure 29 : Comparaison des tests de sauts (Side Hop Test et Triple Side Hop Test) vers l'avant en laboratoire

foulées bondissantes montée 6 sauts Gch (m)	Nbr gch	foulées bondissantes montée 6 sauts Dt (m)	NbrDt	Interbody limb index		Distance /foulée gch	Distance /foulée Dt	Interlimb Nbr	
				Gch	Dt			Gch	Dt
5,69	10	4,9	8,5	13,884007		0,6	0,70588235		15
4,39	7	3,75	7	14,5785877		0,85714286	0,85714286		0
4,26	7	3,86	6,5	9,38967136		0,85714286	0,92307692		7,14285714
3,4	7	3,3	7	2,94117647		0,85714286	0,85714286	0	0
3,67	5	3,66	6,5	0,27247956		1,2	0,92307692	23,0769231	
5,24	10	5,29	11		0,94517958	0,6	0,54545455	9,09090909	
5,45	12	6,27	10,5		13,0781499	0,5	0,57142857		12,5
4,3	8	4,82	9		10,7883817	0,75	0,66666667	11,1111111	
5,63	11	6,39	12		11,8935837	0,54545455	0,5	8,33333333	
3,86	7	3,36	7	12,9533679		0,85714286	0,85714286	0	0
3,7	7,5	3,63	7,5	1,89189189		0,8	0,8	0	0
4,67	10	3,46	8	25,9100642		0,6	0,75		20

Figure 30: Comparaison de la longueur au test de 6 sauts dans une montée technique

Ce tableau nous montre que les tests de sauts vers l’avant présentent des asymétries qui se répètent sur un ou sur plusieurs sauts. Cette dissymétrie s’exprime donc globalement dans la même tendance sans toutefois augmenter proportionnellement lors des sauts. On peut penser que la force initiale au démarrage lorsque celle-ci est défaillante s’exprime dans la phase d’impulsion nécessitant une force plus importante qu’une fois le mouvement lancé

De manière assez surprenante lorsque les participants se placent dans un terrain technique leur rapport asymétrique s’inverse en montée comparativement au test laboratoire sur les sauts vers l’avant

foulées bondissantes descente 6 sauts Gch (m)	Nbr	foulées bondissantes descente 6 sauts Dt (m)	Inter Limb descente			Foulée descente Gch / 6	Foulée montée Dt / 6 m
		gchDt					
5,29	9	4,2	8	20,6049149		0,66666667	0,75
3	5	2,75	5	8,33333333		1,2	1,2
3,3	5	3,06	4,5	7,27272727		1,2	1,33333333
2,69	5	2,85	5		5,61403509	1,2	1,2
2,62	5	2,57	5	1,90839695		1,2	1,2
4,36	8	4,68	9		6,83760684	0,75	0,66666667
3,27	7	3,81	8		14,1732283	0,85714286	0,75
3,66	7	3,8	8		3,68421053	0,85714286	0,75
4,98	9	4,77	10	4,21686747		0,66666667	0,6
2,75	5	2,81	5		2,13523132	1,2	1,2
2,96	5,5	2,96	6	0	0	1,09090909	1
3,18	7,5	3,08	6	3,14465409		0,8	1

Figure 31 : Comparaison de la longueur au test de 6 sauts dans une descente technique

Dans des proportions différentes par rapport à la montée et moindre les asymétries opposées aux tests de laboratoire sont présentes dans le terrain technique en descente.

Score blessés par latéralité		Score Total	Side Hop Test (m) Dt med	Side Hop Test (m) Dt Lat	Interlimb Index Dt		Side Hop Test (m) Gch med	Side Hop Test (m) Gch Lat	Interlimb Index Gch		Interlimb index Gch/Dt Med		Interlimb Index Dt/Gch Lat	
Gch	DT				med	lat			med	lat	Gch	Dt	Gch	Dt
6	0	6	1,10	1,00	9,09		1,10	0,95	13,64		0,00	0,00		5,00
4	3	7	1,55	1,30	16,13		1,55	1,45	6,45		0,00	0,00	10,34	
1	2	3	1,70	1,55	8,82		1,60	1,50	6,25			5,88		3,23
3	0	3	1,40	1,45		3,45	1,40	1,35	3,57		0,00	0,00		6,90
2	3	5	1,40	1,45		3,45	1,30	1,25	3,85			7,14		13,79
2	0	2	1,00	0,95	5,00		1,25	1,00	20,00			20,00	5,00	
1	0	1	1,00	0,95	5,00		1,20	1,00	16,67			16,67	5,00	
0	6	6	0,90	1,00		10,00	1,20	1,00	16,67		25,00		0,00	
0	3	3	1,05	1,00	4,76		1,25	1,25	0,00	0,00	16,00		0,00	
0	0	0	1,25	1,35		7,41	1,35	1,30	3,70		7,41			3,70
5	0	5	1,60	1,70		5,88	1,80	1,65	8,33		11,11			2,94
1	0	1	1,40	1,55		9,68	1,65	1,25	24,24		15,15			19,35
25	17													

Figure 32: Epidémiologie des blessures et tests de sauts latéraux

Ce tableau est assez équivoque concernant la survenue des blessures pour nos participants et la performance aux sauts latéraux. Nous avons vu plus haut que notre groupe présente une tendance à la blessure sur le membre inférieur gauche. Hors, d'après le tableau 29, l'ensemble des participants présente une asymétrie importante entre sur le membre inférieur gauche lors des sauts avec une dominante du côté médial au saut (colonne interlimb index gauche med). On observe une tendance similaire à droite dans le rapport à l'asymétrie médial/latéral mais ce dans une moindre mesure.

Les déséquilibres latéraux sur les deux côtés sont beaucoup plus tenus comme en témoigne la colonne « Interlimb Index DT/Gch Lat ».

Du côté d'une zone ayant posée problème la performance est souvent moins importante particulièrement dans les mouvements latéraux.

4.6.4. L'apport de la dynamométrie dans l'épidémiologie de nos participants

Force Quad dynamo (Kg ou N) stat, 30 ° Gch	Force Quad dynamo (Kg ou N) stat 30 ° Dt	Quad / Ij Gauche LSI	Quad / Ij Dt LSI	Force IJ dynamo (Kg ou N) stat 30 ° Dt	Force Ij dynamo (Kg ou N) stat 30 ° Gch	Score blessés par latéralité		Score Total
						Gch	DT	
19,8	25,9	5,56	23,94	19,7	18,7	6	0	6
58,6	52,9	87,20	88,66	6	7,5	4	3	7
30,5	42	18,36	44,76	23,2	24,9	1	2	3
33,3	28,9	45,05	46,02	15,6	18,3	3	0	3
28,3	29,2	59,01	56,51	12,7	11,6	2	3	5
17,9	23,7	43,02	64,98	8,3	10,2	2	0	2
25,1	24,7	50,60	59,11	10,1	12,4	1	0	1
25,5	21,9	85,88	76,71	5,1	3,6	0	6	6
32,5	21,4	69,85	50,93	10,5	9,8	0	3	3
23,5	32,2	75,74	80,43	6,3	5,7	0	0	0
43,9	44,5	46,70	45,84	24,1	23,4	5	0	5
27,1	32,3	100	100			1	0	1

Figure 33: comparaison de l'asymétrie en dynamométrie et des blessures des participants

Nous remarquons des différences dans le rapport de force entre quadriceps et Ischio-jambier. Toutefois, ces différences n'ont pas de lien de causalité dans les asymétries aux tests de saut.

4.6.5. Autres variables

L'étude n'a pas permis de mettre en relation, l'âge, le poids, la taille, le sexe, la VMA comme facteur impactant les mesures aux tests de sauts réalisés.

4.6.6. Questionnaire final

Un seul de nos sportifs présentait une douleur au genou apparue 2 mois après l'étude sans corrélation avec une asymétrie particulière mesurée auparavant

4.7. Discussion

4.7.1. Une forte épidémiologie de notre groupe

Notre étude met en évidence que la population de pratiquants de trail étudiée présente une proportion de blessures significativement plus élevée que celle observée dans la population générale (3.5 blessures par traileur sur l'année) (Viljoen, et al., 2022). Cette observation s'explique en partie par l'hétérogénéité des profils de notre étude. Nous avons en effet dans notre groupe des participants allant du trail court (≈ 25 km) à l'ultra-trail (>100 km), avec des niveaux d'entraînement et d'intensité très variés. Cette diversité rend l'interprétation des résultats complexe, mais reflète la réalité du terrain et la pluralité des pratiques en trail.

4.7.2. L'asymétrie latérale comme la mesure des fessiers, deux facteurs qui semblent se corrélérer

Une observation intéressante concerne l'asymétrie entre membres lors des tests de saut latéraux. Nos résultats suggèrent comme dans l'étude de Sever, Oztasyonar, Micoogullari, Morgans, & Bragazzi (2024) que certains déséquilibres peuvent révéler des blessures sous-jacentes, même chez des pratiquants sans arrêt prolongé. En particulier, le rapport interne/externe pourrait influencer la tendance à adopter une attitude valgusante ou varisante au genou, ce qui, comme le montre notre étude biomécanique 3D de Heather, et al. (2025), impacte la stabilité latérale du membre inférieur et pourrait expliquer une réduction du risque de blessures ligamentaires lorsque le contrôle latéral est préservé. Cette hypothèse rejoint les travaux de la littérature sur l'électromyographie, qui suggèrent que le contrôle neuromusculaire joue un rôle crucial dans la prévention des blessures et dans la modulation de la sollicitation articulaire.

4.7.3. La latéralité naturelle peut-elle jouer un rôle

Par ailleurs, notre observation d'une surreprésentation des blessures du côté gauche soulève la question de l'influence de la latéralité et du passage d'obstacles en trail sur la prédisposition aux blessures. Cette asymétrie mérite d'être étudiée sur un échantillon plus large afin de déterminer si elle est systématique et si elle peut être prédictive d'un risque accru.

4.7.4. Le milieu naturel et la sollicitation cérébrale

L'étude de l'impact neurologique sur la mobilisation volontaire après un effort prolongé constitue également une piste intéressante. Bien que nos tests en laboratoire aient montré des différences d'attention et de sollicitation neuromusculaire entre membres asymétriques, il serait pertinent d'étudier si ces observations se confirment dans des conditions de terrain, plus proches de la réalité de la pratique sportive notamment en situation de fatigue en course.

4.7.5. Mesures dynamométriques

Nos mesures dynamométriques n'ont pas montré de corrélation significative avec la performance aux tests de saut réalisés. Cela suggère que d'autres angles ou modalités de mesure, notamment liés à la course ou à l'activation interne des ischio-jambiers, pourraient être plus pertinents pour détecter des déséquilibres fonctionnels ou prédicteurs de blessures.

4.8. Limites de cette étude

Plusieurs limites doivent être prises en compte dans l'interprétation de nos résultats. Tout d'abord, les mouvements analysés

étant bilatéraux et répétés, nous n'avons pas pris en compte la latéralité, ce qui pourrait avoir masqué certaines asymétries fonctionnelles ou des patterns spécifiques liés à un côté dominant.

Ensuite, la diversité de notre échantillon, tant en termes de niveaux d'entraînement (nombre d'heures hebdomadaires) que de contraintes techniques et organisationnelles, a complexifié l'analyse et la comparaison des résultats. Cette hétérogénéité rend difficile l'identification de relations claires entre certaines variables et les déséquilibres observés.

Enfin, l'approche globale de l'étude, centrée sur une population de pratiquants asymptomatiques ou légèrement symptomatiques, ne permet pas de tirer des conclusions spécifiques sur des pathologies particulières. Des travaux futurs pourraient se concentrer sur une pathologie ciblée ou sur un profil plus homogène afin de mieux comprendre les mécanismes de déséquilibre et les facteurs de risque associés.

5. CONCLUSIONS

Cette étude démontre que les traileurs, même en l'absence de blessures invalidantes, présentent des variations fonctionnelles significatives, révélant des déséquilibres souvent subtils mais potentiellement précurseurs de blessures. Les tests de saut, et plus particulièrement les sauts latéraux, apparaissent comme des outils pertinents pour identifier ces vulnérabilités et orienter des stratégies préventives ciblées.

Nos observations mettent également en évidence une dissociation notable entre performances en laboratoire et sur terrain, suggérant que le système nerveux central peut compenser certaines asymétries en conditions naturelles, mais que la fatigue spécifique à l'ultra-endurance pourrait exposer le membre le plus faible identifié en laboratoire.

Bien que l'étude n'ait pas visé les conséquences d'un arrêt prolongé, elle offre une méthode fiable de dépistage précoce chez des pratiquants asymptomatiques ou légèrement symptomatiques. Les perspectives futures incluent l'analyse de populations plus larges et homogènes, l'évaluation ciblée de pathologies spécifiques, et l'intégration de mesures neuromusculaires avancées pour mieux comprendre les adaptations fonctionnelles en conditions réelles.

En synthèse, ce travail confirme l'intérêt des tests de saut comme outil préventif et ouvre des pistes prometteuses pour optimiser la stabilité articulaire, la performance et la prévention des blessures dans le trail et d'autres disciplines d'endurance.

6. BIBLIOGRAPHIE

- Factors Contributing to Chronic Ankle Instability : A Strength Perspective. (2002). *Journal of Athletic Training*, pp. 394-405.
- Fédération Française d'Athlétisme. (s.d.). FFA. Récupéré sur chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcgclefindmkaj/https://www.athle.fr/Reglement/cahier_des_charges_trail2009.pdf
- Aderem, J., & Louw, Q. (2015). RESEARCH ARTICLE Open Access Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: a systematic review. *BMC muskuleletal Disorders*, p. 16.
- Bandholm , T., Hölmich, P., & Thorborg, K. (2012, Février). Hip- and knee-strength assessments using a hand-held dynamometer with external belt-fixation are inter-tester reliable. *Knee Surgery Sports Traumatology , Arthroscopy*.
- Bishop, C., Read, P., Mc Cubbine, J., & Turner, A. (2021, Janvier). Vertical and Horizontal Asymmetries are Related to Slower Sprinting and Jump Performance. *Journal of Strength and Conditioning* .
- Boon, R., Hamlin, M., Steel, G., & Ross, J. (2010, Décembre). Validation of the New Zealand Physical Activity Questionnaire (NZPAQ-LF) and the International Physical Activity Quetionnaire (IPAQ-LF) with accelerometry. *British Journal of Sports Medicine*, pp. 741-746.
- Bosco, C., Luhtanen, P., & Komi, P. (1983, Janvier). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 50, pp. 273-282.
- Bredeweg , S., Buist, I., & Kluitenberg, B. (2013, Septembre). Differences in kinetic asymmetry between injured and noninjured novice runners: A prospective cohort study. *Gait & Posture*, 38, pp. 847-852.
- Chamorro, C., Armijo-Olivo, S., De la Fuente, C., Fuentes, J., & Chiroso, L. (2017). Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometry and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint: systematic review and meta-analysis. (D. Gruyter, Éd.) *Open Medicine*.
- Chavarro-Nieto, C., Beaven, M., Gill, N., & Hebert-Losier, K. (2021, Octobre 19). Hamstrings injury incidence, risk factors, and prevention in Rugby Union players: a systematic review. *The Physician And Sportsmedicine*, pp. 1-19.
- Cho, B.-K., Park, J.-K., Choi, S.-M., Kang, S.-W., & SooHoo, N. (2019, Avril). The peroneal strength deficits in patients with chronic ankle instability compared to ankle sprain copers and normal individuals. *Foot and Anke Surgery*, 2, pp. 231-236.
- Cometti, G. (2007). *La Pliométrie - Méthodes, Entraînements Et Exercices* . Chiron.
- Croisier, J.-L., Ganteaume, S., Binet , J., Genty, M., & Ferret, J.-M. (2008, Avril). *The American Journal os Sports Medicine*.
- Dufour, M. (2023). *Anatomie du membre inférieur*. Elsevier Masson.
- Fort-Vanmeerhaeghe, A., Mila-Villarroel, R., Pujol-Marzo, M., Arboix-Alio, J., & Bishop, C. (2020). Higher Vertical Jumping Asymmetries and Lower Physical Performance are Indicators of Increased Ijury Incidenc in Youth Team-Sport Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, pp. 2202-2211.
- Garcia, M., Gust, G., & Bazett-Jones, D. (2021). Tibial acceleration and shock attenuation while running over different surfaces in a. *Sci Med sport*.
- Grindem, H., Snyder-Mackler, L., Moksnes, H., Engebretsen, L., & Risberg, M. (2016, Octobre 31). Simple decision rules can reduce reinjury risk by 84 % after ACL reconstruction : the Delaware-Oslo ACL cohort study. *British Journal of Sports Medicine*, pp. 1-6.
- Guan, Y., Bredin, S., Taunton , J., Jiang, Q., Wu, N., & Warburton, D. (2024, Février). Predicting the Risk of Injuries Through Assessments of Asymmetric Lower Limb Functional Performance. *The Orthopaedic Journal of Sports Medicine*.
- Hall, E., Chomistek, A., Kingma, J., & Docherty, C. (2018). Balance- and Strength-Training Protocols to Improve Chronic Anlke Instability Deficits, Part I : Assessing clinical Outcome Measures. *Journal of Athletic Training*, pp. 568-577.
- Hart, N., Newton, R., Tan, J., Rantalainen, T., Chivers, P., Siafarikas , A., & Nimphius, S. (2020). Biological basis of bone strength: anatomy, physiology and measurement. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, pp. 347-371.

- Heather , V., Popp, R., Cicilioni, O., Vincent, K., Pezzullo, L., Martenson, M., & Nixon, R. (2025, Janvier 14). Reference biomechanical parameters and natural asymmetry among runners across the age spectrum without a history of running-related injuries. *Frontiers in Sports and Active Living*, pp. 1-13.
- Heather K, V., Brownstein , M., & Kevin R, V. (2022, Janvier). Injury Prevention, Safe Training Techniques, Rehabilitation, and Return to Sport in Trail Runners. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 4(1), pp. 151-162.
- Helmerhost, H., Brage, S., Warren, J., & Ekelund, U. (2012). A systematic review of reliability and objective criterion-related validity of physical activity questionnaires. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, pp. 1-55.
- Hewett, T., Myer, G., Ford, K., Heidt, R., Colosimo, A., McLean, S., . . . Succop, P. (2005, Avril). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes A Prospective Study . *The American Journal of Sports Medicine*, pp. 492-501.
- Hides, J., & Stanton, W. (2012, Mai-juin). Muscle imbalance among elite Australian rules football players: a longitudinal study of changes in trunk muscle size. *Journal of Athletic Training*.
- Hug, F., Hodges , P., & Tucker , K. (2015). Muscle Force Cannot Be Directly Inferred From Muscle Activation: Illustrated by the Proposed Imbalance of Force Between the Vastus Medialis and Vastus Lateralis in People With Patellofemoral Pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 45(5), pp. 360-365.
- ITRA. (s.d.). <https://itra.run/About/DiscoverTrailRunning>. Récupéré sur <https://itra.run/About/DiscoverTrailRunning>: <https://itra.run/About/DiscoverTrailRunning>
- Kapandji, A. (2009). *Anatomie Fonctionnelle* (éd. 6ème, Vol. 2). (Maloine, Éd.)
- Lanza, M., Martins-Costa, H., De Souza, C., Lima, F., Diniz, R., & Chagas, M. (2022). Muscle volume vs. anatomical cross-sectional area: Different muscle assessment does not affect the muscle size-strength relationship. *Journal of biomechanics*.
- Larsen, P., Elsoe, R., Graven-Nielsen, T., Laessoe, U., & Rasmussen, S. (2015). Decreased muscle strength is associated with impaired long-term functional outcome after intramedullary nailing of femoral shaft fracture. *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, p. 9.
- Lieberman, D., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D’Andrea, S., Davis, I. S., . . . Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 531(5), p. 463.
- Liu, Y.-X., Lin, S.-L., & Chen, B. (2023, Avril 7). Research on biomimetic design and impact characteristics multilayer helical structures. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, pp. 1-13.
- Logerstedt, D., Grinderm, H., Lynch, A., Eitzen, I., Engebretsen, L., Risberg, M., . . . Snyder-Mackler, L. (2013, Octobre 1er). Single-legged Hop Tests as Predictors of Self-reported Knee Function After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction:. *American Journal of Sports Medicine*, pp. 1-19.
- MacSweeney, N., Shaw, J., Simkin, G., Pedlar, C., Brice , P., Mahaffey, R., & Cohen, D. (2024, Février). Jumping Asymmetries and Risk of Injuries in Preprofessional Ballet. *The American Journal of Sports Medicine*, pp. 409-502.
- Malisoux, L., Gette, P., Delattre, N., Urhausen, A., & Theisen, D. (2024). Gait asymmetry in spatiotemporal and kinetic variables does not increase running- related injury risk in lower limbs: a secondary analysis of a randomised trial including 800+ recreational runners. *British Medical Journal Open Sport & Exercise Medicine*.
- Markovic, G., & Mikulic, P. (2010). Markovic, G., & Mikulic, P. (2010). Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. *Sports Medicine*, 40, pp. 859-895.
- Moraes, R. (2014, Janvier). A model for selecting alternate foot placement during human locomotion. *Psychology & Neuroscience*.
- Niu, Y., Du, T., & Liu, Y. (2023, Avril 11). Biomechanical Characteristics and Analysis Approaches of Bone and BoneSubstitute Materials. *Journal of Functional Biomaterials*, pp. 1-24.
- Ny Ony Narindra, L., Fanantenana Herinirina, N., Rakotonirina, H., Andrianah, G., Ranoharison, H., Randriamboavonjy, R., . . . Ahmad, A. (2019, Septembre). hickness of the plantar fascia in asymptomatic individuals: an ultrasound study. *Journal of*

- Musculoskeletal & Neuronal Interactions. *Journal of Medical Ultrasound*, 27, pp. 121-123.
- Ohji, S., Aizawa, J., Hirohata, K., Ohmi, T., Kawasaki, T., Koga, H., & Yagishita, K. (2024). Relationship Between Single-Leg Vertical Jump and Drop Jump Performance, and Return to Sports After Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Hamstring Graft. *International Journal of Sports Physiotherapy*, pp. 1204-1215.
- Parkinson, A., Apps, C., Morris, J., Barnett, C., & Lewis, M. (2021). The Calculation, Thresholds and Reporting of Inter-Limb Strength Asymmetry: A Systematic Review. *Journal of Sports Science and Medicine*, pp. 594-617.
- Patla, A., Niechwiej, E., & Racco, V. (1997). Understanding the contribution of binocular vision to the control. *Gait Posture*.
- Pellegrino, G., Roman, M., & Fritton, C. (2017, Juillet 26). Effects of the Basic Multicellular Unit and Lamellar Thickness on Osteonal Fatigue Life. pp. 116-123.
- Pink, M., Perry, J., Houghloun, P., & Devine, D. (1994). Lower Extremity Range of Motion in the Recreational Sport Runner. *The American Orthopaedic Society for Sports Medicine*, 22(4).
- Prince, S., Adamo, K., Hamel, M., Hardt, J., Connor Gorber, S., & Tremblay, M. (2008, Novembre 6). A comparison of direct versus self-report measures for assessing physical activity in adults : a systematic review. *International journal of Behavioral and Physical Activity*, pp. 1-24.
- Rivera, C. (2016, Février). Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, pp. 319-337.
- Samozino, P., Morin, J.-B., Hintzy, F., & Belli, A. (2008). A simple method for measuring force, velocity and power output during. *Journal of Biomechanics*, 41, pp. 2940-2945.
- Sasaki, S., Tsuda, E., Yamamoto, Y., Mada, S., Kimura, Y., Fujita, Y., & Ishibashi, Y. (2019). Core-Muscle Training and Neuromuscular Control of the Lower Limb and Trunk. *Journal of Athletic Training*, pp. 959-969.
- Scheer, V., & Krabak, B. (2021, Mars 3). Musculoskeletal Injuries in Ultra-Endurance Running : A Scoping Review. *Frontiers in Physiology*.
- Sever, O., Oztasyonar, Y., Micoogullari, B., Morgans, R., & Bragazzi, N. (2024). Unveiling the influence of hip isokinetic strength on lower extremity running kinematics in male national middle-distance runners: a correlational analysis. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, pp. 2-11.
- Silbernagel, K., Hanlon, S., & Sprague, A. (2020). Current Clinical Concepts: Conservative Management of Achilles Tendinopathy. *Journal of Athletic Training*, p. 55.
- Silvers-Granelli, H., Cohen, M., Espregueira-Mendes, J., & Mandelbaum, B. (2020). Hamstring muscle injury in the athlete: state of Art. *ISAKOS*, pp. 1-12.
- Swearigen, J., Lawrence, E., Stevens, J., Jackson, C., Waggy, C., & Davis, S. (2011). Correlation of single leg vertical jump, single leg hop for distance, and single leg hop for time. *Physical Therapy in Sport*, 12, pp. 194-198.
- Terrier, R., Degache, F., Fourchet, F., Gojanovic, B., & Forestier, N. (2017, Janvier). Assessment of evertor weakness in patients with chronic ankle instability: Functional versus isokinetic testing. *Clinical Biomechanics*, 41, pp. 54-59.
- Vannatta, N., Blackman, T., & Kernozek, T. (2023, juin). Kinematic and muscle force asymmetry in healthy runners: How do different methods measure up? *Gait & Posture*, pp. 159-165.
- Viljoen, C., Janse Van Renburg, D., Van Mechelen, W., Verhagen, E., Silva, B., Scheer, V., . . . Botha, T. (2022, Janvier 12). Trail running injury risk factors: a living systematic review. *Bjsports*.
- Zhou, J., Lin, Y., Zhang, J., Pan, W., Liu, C., Zhang, Z., & Wang, Y. (2025). Regional variations in plantar fascia elasticity and their association with pain in plantar fasciitis: a crosssectional study. *Nature : Scientific Reports*, pp. 1-10.





Trail-running, Aidez-nous à le décoder ! ✨

Chaque individu bouge différemment : force, vitesse, équilibre, coordination...

Et si on pouvait **comprendre votre profil physique unique**, pour mieux **prévenir les blessures** et **optimiser vos performances** ?

Cette étude scientifique a pour objectif de relier des paramètres biomécaniques, neuromusculaires et fonctionnels, afin de construire un **modèle individualisé** de la performance en course à pied. L'étude va se concentrer sur la recherche et l'étude d'éventuelles déséquilibres et leur impacts ou non dans la performance à long terme.

- **Les Tests** réalisés seront exécutés suivant différentes modalités de sauts, vitesse, et analyse avec des capteurs de force et accéléromètre

- **Confidentialité et anonymisation des données** : les données resteront strictement confidentiel à l'étude et aucune donnée personnelle ne sera utilisée à des fins commerciales

- **Lieux** : les tests en présentielle seront réalisés au 74 rue Georges Bonnac 33000 Bordeaux au cabinet de kinésithérapie de Romain Bachelot, ou sur la piste du Stade Chauffour, 15 rue Chauffour 33000 Bordeaux.

🔗 En participant, vous contribuez directement à faire avancer la recherche, tout en recevant un retour personnalisé sur vos résultats.

Contact : Romain Bachelot : romainbphysio@gmail.com, 06 59 90 73 37

Etude réalisé dans le cadre d'un mémoire de fin d'étude pour le DU Trail-Running à l'UGA Grenoble, responsable de mémoire : **Sabine Ehrström**

* Indique une question obligatoire

Je souhaite participer à l'étude *

- ☐ Oui
☐ Non

Vous connaître? Nom - Prénom - Age - Poids (Kg) - Taille (m)

Votre réponse

Consentement (validation de l'ensemble des critères) à l'étude *

- ☐ Avoir compris la nature, les objectifs et le déroulement de cette étude.
☐ Participer de manière volontaire, sans pression extérieure.
☐ Pouvoir retirer votre consentement à tout moment, sans justification et sans conséquence.
☐ Vous impliquer activement et honnêtement dans les tests et consignes proposés.

Critères d'inclusion à l'étude *

- ☐ • Sexe : H/F.
☐ • Pratique sportive régulière (≥3 sessions/semaine).
☐ • Pratique de la course trail et running
☐ • Absence de problème de santé particulier contre indiquant la pratique sportive
☐ • Ayant une gonalgie ayant interrompue l'activité au cours des 12 derniers mois
☐ • Présence d'une gonalgie qui n'interrompt pas l'activité course

Antécédents médicaux, douleurs... (n'impliquant pas l'arrêt de l'effort à la course à pied mais affectant le membre inférieur). Cliquer sur la zone

	Hanche Dt	Genou Dt	Chevilles Dt	Hanche Gch	Genou Gch	Chevilles Gch	Blessure Musculaire Hanche	Blessure Musculaire Cuisse	Blessure M
Dans les 6 derniers mois	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	
Dans les 12 derniers mois	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	☐	

Comment vous sentez-vous aujourd'hui dans votre pratique de la course à pied ?

	Hanche Dt	Genou Dt	Chevilles Dt	Hanche Gch	Genou Gch	Chevilles Gch
Douleur (pas d'arrêt du sport)	☐	☐	☐	☐	☐	☐
ATCD	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Perte de force	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Instabilité	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Difficulté à propulser	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Difficulté à réceptionner	☐	☐	☐	☐	☐	☐
Aucune gêne	☐	☐	☐	☐	☐	☐

Connaissez vous votre Vitesse à Volume Maximal Aerobie (vVMA en kmh). Si non, vous avez la description du test 1/2 Cooper ici <https://www.youtube.com/watch?v=AfEsUHoOd5A>

- ☐ Oui
- ☐ Non

Les questions ci-dessus sont-elles claires? *

(5 très clair)

1	2	3	4	5
☐	☐	☐	☐	☐

Envoyer

Effacer le formulaire

Résumé

Chaque année en France, la course à pied attire 12,5 millions de pratiquants, dont environ 1,5 million se tournent vers le trail, une discipline exigeante combinant dénivelés variés et terrains escarpés. L'intensification de la pratique, avec des charges d'entraînement accrues et des technologies de suivi sophistiquées, rapproche le pratiquant amateur du niveau d'un athlète confirmé. Cette intensification s'accompagne cependant d'un risque élevé de blessures, avec un taux d'incidence annuel estimé à $40,2 \% \pm 18,8 \%$, touchant principalement le genou, la cheville. Inspiré par les travaux sur « L'homme asymétrique » de Guy Azémar, j'ai formulé l'hypothèse que ces asymétries pourraient influencer la performance et prédisposer à la blessure dans le trail. La littérature actuelle sur le lien entre asymétrie inter-membres et performance en course reste hétérogène, laissant un champ ouvert à l'investigation.

L'objectif de cette étude était d'évaluer la pertinence des tests de saut, initialement utilisés pour le suivi post-reprise après reconstruction du LCA, chez des traileurs asymptomatiques ou légèrement symptomatiques. Les résultats montrent que les tests de sauts latéraux peuvent révéler des déséquilibres fonctionnels sous-jacents et que les différences observées entre laboratoire et terrain suggèrent peut-être une modulation par le système nerveux central et par la fatigue spécifique à l'endurance extrême. Le membre le plus faible en laboratoire peut se révéler plus performant sur terrain, indiquant des adaptations fonctionnelles contextuelles.

Bien que cette étude ne se soit pas concentrée sur les arrêts prolongés, elle confirme que les tests de saut constituent un outil de dépistage préventif pertinent, facile, permettant d'identifier les athlètes à risque et d'orienter des programmes d'entraînement ciblés. Les perspectives futures incluent l'étude de populations plus larges, l'évaluation de pathologies spécifiques et l'intégration de mesures neuromusculaires avancées pour optimiser prévention, performance et stabilité articulaire en trail..