



HAL
open science

Développement d'un outil de quantification de la charge mécanique en football à partir de crampons instrumentés de capteurs de force : vers une application à la prévention des blessures

Alexandre Karamanoukian

► To cite this version:

Alexandre Karamanoukian. Développement d'un outil de quantification de la charge mécanique en football à partir de crampons instrumentés de capteurs de force : vers une application à la prévention des blessures. Anatomie, Histologie, Anatomopathologie [q-bio.TO]. Université Paris-Saclay, 2023. Français. NNT : 2023UPASW009 . tel-04440464

HAL Id: tel-04440464

<https://theses.hal.science/tel-04440464v1>

Submitted on 6 Feb 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Développement d'un outil de quantification de la charge mécanique en football à partir de crampons instrumentés de capteurs de force : vers une application à la prévention des blessures

Development of a football-specific methodology to assess mechanical load in football using instrumented studs: towards an injury prevention perspective

Thèse de doctorat de l'université Paris-Saclay

École doctorale n°566 : sciences du sport, de la motricité et du mouvement humain (SSMMH)

Spécialité de doctorat : Sciences du sport et du mouvement humain

Graduate School : sport, mouvement et facteurs humains.

Référent : Faculté des sciences du sport

Thèse préparée dans l'unité de recherche **CIAMS** (Université Paris Saclay), sous la direction de **Nicolas VIGNAIS**, maître de conférences (HDR) et la co-supervision de **Jean-Philippe BOUCHER**, docteur

Thèse soutenue à Paris-Saclay, le 21 Décembre 2023, par

Alexandre KARAMANOUKIAN

Composition du Jury

Membres du jury avec voix délibérative

Frédérique HINTZY

PU, Université Savoie Mont Blanc (Chambéry)

Présidente

Jean-Benoît MORIN

PU, Université Jean Monnet (Saint-Étienne)

Rapporteur & Examineur

Caroline NICOL

PU, Université d'Aix Marseille

Rapporteuse & Examinatrice

Giuseppe RABITA

Dr, HDR, Laboratoire du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP, Paris)

Examineur

Titre : Développement d'un outil de quantification de la charge mécanique en football à partir de crampons instrumentés de capteurs de force : vers une application à la prévention des blessures

Mots clés : Football, fatigue, blessure, forces de réaction du sol, crampon

Résumé : La majorité des blessures en football interviennent sans contact avec un autre joueur, les lésions musculaires étant prépondérantes. La fatigue (et les perturbations neuromusculaires qu'elle induit) ainsi que la gestion de la charge d'entraînement ont été identifiées dans la littérature comme les principaux facteurs de risques de blessures, ces dernières étant plus nombreuses en fin de match et lors des semaines plus chargées en termes de compétition. Malgré le développement récent de nombreux outils de suivi, le maintien des blessures à un niveau important au cours des deux dernières décennies interroge l'efficacité des stratégies actuelles de prévention des blessures. Plus particulièrement, le manque d'outil valide permettant d'estimer les impacts et les forces endurées par les joueurs induit une estimation incomplète de la fatigue musculo-squelettique.

Le développement d'une paire de chaussures dotée de crampons instrumentés permettant de mesurer les forces de réaction du sol représente donc une innovation pouvant permettre de dépasser ces limites.

La première étape de ce travail avait pour objectif de valider scientifiquement cette nouvelle technologie, à la fois sur le terrain et en laboratoire. Les résultats ont démontré un très haut degré d'accord entre les données issues des crampons instrumentés et celle de la plateforme de force, permettant de valider scientifiquement cet outil.

La deuxième étape de ces travaux avait pour but d'étudier les variations des paramètres dynamiques et spatio-temporels enregistrés à l'aide de la chaussure à crampons instrumentés sur le terrain lors d'une course à vitesse constante jusqu'à épuisement. Des variations significatives ont été relevées chez l'ensemble des participants, démontrant ainsi l'utilité de cet outil pour détecter et quantifier la fatigue aigüe sur le terrain. De plus, l'amplitude et le sens de ces changements ont démontré une grande variabilité inter-individuelle.

Enfin, la troisième étape de ces travaux consistait à mesurer ces variations de manière longitudinale, tout au long de la saison, chez un public professionnel. La nature de ces variations a ensuite été utilisée afin d'estimer la fatigue musculo-squelettique induite par un entraînement. La répétition de ce protocole, simple à mettre en œuvre, nous a ainsi permis de rendre plus précise la quantification de la fatigue musculo-squelettique au cours de l'année.

Title: Development of a football-specific methodology to assess mechanical load in football using instrumented studs: towards an injury prevention perspective

Keywords: Football, fatigue, injury prevention, ground reaction forces, stud

Abstract: The majority of injuries in football are non-contact injuries, with muscular strains being the most common. Fatigue and excessive training load are known risk factors, with injuries being most frequent at the end of matches and during overloaded weeks. Despite recent improvements in training load and fatigue monitoring, injury burden remained stable during the last two decades, raising questions about the efficiency of injury prevention strategies. More specifically, the lack of valid tools to estimate ground reaction forces (GRFs) and impacts sustained by players leads to an incorrect biomechanical load/fatigue estimation.

The development of instrumented studs (IS) capable of recording on-field GRFs represent, therefore, a major breakthrough.

The first step of this study was to assess the validity of a pair of football shoes fitted with IS. The results demonstrated that this tool is a highly valid device for obtaining on-field GRFs.

The second aim of this study was to examine the kinetic and spatio-temporal parameters adaptations induced by an exhaustive on-field run at constant with the help of IS. Significant changes were found among all subjects, thus proving the usefulness of this tool to measure fatigue *in situ*. Results also demonstrated some large inter-individual variability.

Finally, the third aim was to assess these changes among professional players throughout a competitive football season. The nature of these variations was then used to estimate biomechanical fatigue induced by training. Repeating this simple procedure throughout the year allowed us to better estimate players' biomechanical fatigue.

Remerciements

Je voudrais dans un premier temps remercier l'ensemble des membres composant ce jury de thèse de m'avoir fait l'honneur de relire et de juger ce travail.

Nicolas, merci pour la qualité de ton accompagnement tout au long de ces 3 années (et aussi celles qui les précèdent d'ailleurs). Tes précieux conseils ont fait de moi un meilleur chercheur et m'ont poussé à faire toujours mieux. Ta rigueur professionnelle n'a d'égale que la rigueur de ton marquage sur le terrain de futsal, et cela prouve tes compétences dans chacun de ces domaines.

Merci également à Bastien, Zak, JP, Samuel, Carole, Isabelle, Arnaud, Marie, Michel-Ange et tous les autres membres du CIAMS pour leur aide. Merci à tous les doctorants du CIAMS pour leur soutien, pour les Urban, les coups à boire, les Journal Clubs et les conseils avisés. Malgré mon taux de présence discutable, vous avez, à l'inverse, toujours été là pour moi.

Un énorme merci à toute l'équipe Phyling. Merci à Jean-Philippe et Romain pour la confiance que vous m'avez accordée dès le début de ce projet. Ce travail n'existerait pas sans vous et je suis impatient à l'idée de le poursuivre. Romain, je ne compte plus les heures que tu as passé à concevoir, fabriquer, réparer, souder, câbler ces crampons, repoussant à chaque fois la limite des possibles et rendant cet outil toujours meilleur. Jean-Philippe, merci pour tout ce que tu m'as transmis durant toutes ces années. Ta patience, ta gentillesse et ta compétence m'ont permis d'énormément progresser. Merci Marie pour ton abnégation et ton dévouement à ce projet, tu as une grande part de responsabilité dans la réussite de ce dernier. Merci Éric pour ta réactivité à toute épreuve et ta capacité à toujours trouver la solution la plus innovante. Merci Tim pour ta patience et ta pédagogie, éléments nécessaires afin de répondre à mes questions

quotidiennes concernant des langages de programmation obscurs. Merci Thomas de m'avoir épaulé dans chacun des tests effectués, tous plus improbables les uns que les autres, et pour ton nombre incalculable de plots disposés sur le terrain avec une précision millimétrique. Merci à Rémy et Romain, fervents membres du bureau STAPS, pour l'ambiance et pour vos avis toujours pertinents sur ce travail. Enfin, merci à Lorenzo, Thibaud, Benoît, Yohan, Dylan et tous ceux ayant joué un rôle dans ce travail durant leur passage chez Phyling.

Merci également à Aurélien et à tout le staff du GPSO pour leur disponibilité et leur accueil. Ce fut un plaisir de collaborer avec vous tous et j'ai également énormément appris à vos côtés. Un merci tout particulier aux joueuses pour leur dévouement et leur professionnalisme, même lorsque la fatigue se faisait ressentir. Thanks a lot !

Ce travail aurait également été beaucoup plus difficile sans le soutien de mes amis. Vous êtes bien trop nombreux pour tous être cités mais vous m'avez souvent permis de décompresser, de recharger les batteries. Votre soutien, votre bonne humeur (et vos relectures) m'ont été indispensables. Un merci tout particulier à Osman, Anne-So, Jean, Robin, Tanguy, Aurélie, Kélian, Zak sans qui l'apprentissage de la biomécanique, de l'anatomie ou du contrôle moteur aurait été bien moins divertissant.

Un immense merci à ma famille, qui a été à mes côtés durant ces trois années mais surtout durant l'entièreté de mon parcours académique. Maman, Papa, Audrey, Amaury, vous avez été d'un amour et d'un soutien inconditionnel qui fut déterminant dans ma réussite.

Enfin, merci Abi pour ton soutien infaillible, ton écoute à toute heure, ton aide. Merci d'être à mes côtés au quotidien et merci pour tous les moments passés ensemble. Cela n'aurait pas été pareil sans toi.

Table des matières

Introduction	1
Chapitre 1 - Cadre théorique	4
1.1 - Incidence et caractéristiques des blessures dans le football professionnel	5
1.1.1 - Définitions et classification.....	5
1.1.2 - Principales caractéristiques des blessures dans le football professionnel	8
1.2 - La fatigue : un facteur de risque de blessure.....	19
1.2.1 - La fatigue neuromusculaire aigüe et ses altérations	19
1.2.2 - Fatigue chronique et périodes de fortes sollicitations	29
1.3 - Méthodes actuelles de quantification de la fatigue et de la charge de travail	34
1.3.1 - Charge de travail, fatigue et adaptations	34
1.3.2 - Les différentes composantes de la charge de travail	36
1.3.3 - Outils de mesure de la charge de travail	41
1.3.4 - Méthodologies actuelles de quantification de la fatigue et de l'état de forme	50
1.4 - Les plateformes de force comme outil de quantification de la fatigue	56
1.4.1 - Plateformes de force et indicateurs étudiés dans la littérature.....	56
1.4.2 - Evolution des indicateurs de GRF avec la fatigue et limites actuelles.....	67
Chapitre 2 - Synthèse, méthodologie et objectifs.....	74
2.1 - Méthodologie et outils	76
2.1.1 - Première version	77
2.1.2 - Deuxième version	79
2.1.3 - Troisième version	81
2.2 - Objectifs.....	85
Chapitre 3 - Validation scientifique de la chaussure à crampons instrumentés.....	87
3.1 - Introduction.....	88
3.2 - Etude en laboratoire.....	92
3.2.1 - Méthodologie	92
3.2.2 - Résultats	97
3.2.3 - Discussion	99

3.3 - Etude en situation réelle.....	101
3.3.1 - Méthodologie	101
3.3.2 - Résultats	104
3.3.3 - Discussion	106
Chapitre 4 - Détection de la fatigue neuromusculaire aigüe sur le terrain	109
4.1 - Introduction.....	110
4.1.1 - Evolution des indicateurs de GRF liés à l'impact au sol.....	110
4.1.2 - Evolution des indicateurs de GRF liés à la propulsion	114
4.1.3 - Evolution des indicateurs spatio-temporels.....	117
4.2 - Méthodologie.....	119
4.2.1 - Participants.....	119
4.2.2 - Matériel et conditions expérimentales	119
4.2.3 - Procédures.....	120
4.2.4 - Analyse de données.....	121
4.2.5 - Regroupement de données	126
4.2.6 - Analyse statistique	128
4.3 - Résultats.....	130
4.4 - Discussion	134
4.4.1 - Phase d'impact	134
4.4.2 - Phase de propulsion	136
4.4.3 - Indicateurs spatio-temporels et variabilité	137
4.4.4 - Différences inter-individuelles	138
4.4.5 - Limites et perspectives	138
Chapitre 5 - Quantification longitudinale de la fatigue sur le terrain chez un public professionnel	141
5.1 - Introduction.....	142
5.1.1 - Calcul de l'index de fatigue.....	143
5.2 - Méthodologie.....	146
5.2.1 - Participants.....	146
5.2.2 - Matériel	146
5.2.3 - Conditions expérimentales.....	147
5.2.4 - Procédures.....	147
5.2.5 - Analyse de données des CI	149
5.2.6 - Analyse de données issues des GPS/centrales inertielles	150
5.2.7 - Traitement statistique	152

5.3 - Résultats.....	154
5.3.1 - Variation de l'index de fatigue	156
5.3.2 - Variation du ratio de charge interne/externe	159
5.3.3 - Variation du ratio charge aiguë/charge chronique	161
5.4 - Discussion	162
5.4.1 - Analyse intra-individuelle	162
5.4.2 - Comparaison aux méthodologies actuelles de quantification de la fatigue et de la charge d'entraînement.....	163
5.4.3 - Originalités et bénéfices de l'approche	166
5.4.4 - Limites	168
Chapitre 6 - Discussion	171
6.1 - Perspectives méthodologiques.....	172
6.1.1 - Combinaison avec les autres technologies de mesure du mouvement humain	172
6.1.2 - Approfondissement de l'analyse de données	174
6.1.3 - Calcul de l'index de fatigue.....	178
6.2 - Perspectives applicatives.....	181
6.2.1 - Aide au retour à la compétition.....	183
6.2.2 - Asymétrie	186
6.2.3 - Profils F/V	188
Conclusion	190
Bibliographie.....	192
Liste des publications et communications.....	222
Annexes	224

Lexique

ACWR : Ratio de la charge de travail aigüe sur la charge de travail chronique

BW : Poids de corps

CI : Crampons instrumentés

CMJ : Saut en contre mouvement

CK : Créatine kinase

CV : Coefficient de variation

EMG : Électromyographie

FC : Fréquence cardiaque

FFF : Fédération Française de Football

FIFA : Fédération Internationale de Football association

GPS : Système de localisation par satellite

GRF : Forces de réactions du sol

I_{ecc}/Q_{con} : ratio de la force excentrique maximale des ischio-jambiers divisée par la force concentrique maximale des quadriceps

K_{leg} : raideur du membre inférieur

K_{vert} : raideur verticale

LCA : ligament croisé antérieur

LOOCV : validation croisée « d'un contre tous »

PFF : plateforme de force

RPE : perception de l'effort

UA : Unités arbitraires

VIF : facteurs d'inflation de la variance

VMA : vitesse maximale aérobie

VO_{2max} : consommation maximale d'oxygène par unité de temps

Liste des tableaux

Tableau 1 - Récapitulatif des indicateurs calculés à chaque appui et à chaque CMJ... 95	95
Tableau 2 - Résultats moyens (moy) et écart-type (ET) pour chaque indicateur..... 97	97
Tableau 3 - Valeurs moyennes pour chaque indicateur en fonction de la vitesse de course et F-ratio correspondants 104	104
Tableau 4 – Valeurs des différents indicateurs calculés lors des CMJ sur le terrain.... 105	105
Tableau 5 – Description des indicateurs calculés lors de la course à vitesse constante 122	122
Tableau 6 - Variations des différents indicateurs entre la condition DEB et FIN, pourcentage de variation en fonction de la valeur de DEB (% DIFF) et tailles d'effet pour l'ensemble des participants, pour les participants du cluster 1 et du cluster 2..... 131	131
Tableau 7 - Coefficients de variation (%) pour chaque indicateur et chaque condition, pour les participants C1 et C2..... 133	133
Tableau 8 - Nombre d'indicateurs (sur 13) variant de manière significative entre les conditions PRE et POST (moyenne de la saison) par joueuse..... 155	155
Tableau 9 - Résultats des régressions multiples pas à pas par joueuse..... 159	159
Tableau 10 - Exemples de variation de l'index de fatigue selon les joueuses pour 3 dates données..... 162	162

Liste des figures

Figure 1 – Matrice de risque basée sur les données de l'étude « UEFA Elite Club Injury Study » (Ekstrand et al., 2013).	10
Figure 2 - Distribution des blessures les plus communes au cours de la saison (d'après Ekstrand et al., 2011)	12
Figure 3 - Proportion des blessures aux ischio-jambiers parmi l'ensemble des blessures, saison par saison entre 2001 et 2022 (d'après Ekstrand et al, 2022)	14
Figure 4 - Distance à haute intensité parcourue lors d'un match en fonction du temps chez des joueurs des tops clubs européens (noir) et chez des joueurs professionnels d'un niveau inférieur (blanc) (d'après Mohr et al., 2005)	20
Figure 5 - A gauche, répartition des blessures au cours d'un match (n=3836) (Hawkins et al., 2001). A droite, la répartition des lésions musculaires aux ischio-jambiers au cours d'un match (en gris celle touchant le semi-membraneux et en blanc celles touchant le biceps fémoral) (Ekstrand et al., 2022)..	21
Figure 6 – A gauche (i), la relation entre la force produite et le pourcentage d'étirement de deux muscles dans des états différents. A droite (ii), représentation de la longueur d'étirement nécessaire pour un muscle A (normal), et un muscle B (fatigué) pour absorber une quantité d'énergie similaire (aire sous les courbes).	28
Figure 7 – A gauche, évolution de la quantité de créatine kinase dans le plasma, un des marqueurs de dommage musculaire, avant et après deux protocoles de fatigue : un test navette intermittent (« LIST ») et un match réel (« Soccer »), d'après Magalhães et al. (2010). A droite, évolution des performances en sprint (temps en secondes sur 20 mètres), avant et après un match réel, d'après Ascensão et al. (2008).	30
Figure 8 - Modèle théorique simplifié liant charge de travail, fatigue et forme, adapté d'après Windt et al. (2017)	35
Figure 9 - Décomposition de la charge d'entraînement selon une charge cardiovasculaire et une musculo-squelettique et les différents moyens de mesure associés (adapté d'après Vanrenterghem et al., 2017).....	37
Figure 10 - Distance (m) parcourue à haute vitesse (> 20 km/h, barres blanches) et nombre d'accélération et décélération (barres grises) pour chaque condition, d'après Gaudino et al. (2014)..	38
Figure 11 - Exemple théorique montrant l'impact d'une dissociation des charges musculo-squelettique (« Musculo ») et cardiovasculaire (« Cardio ») appliquées, et leurs adaptations sous-jacentes, adapté d'après Vanrenterghem et al., (2017).....	39

Figure 12 – Charge de travail estimée par Playerload (en jaune), par Hip Load sur le membre inférieur dominant (en vert foncé) et par Hip Load sur le membre inférieur non dominant (en vert clair) lors des exercices suivants (de gauche à droite) : course à basse vitesse, course à haute vitesse, course à basse vitesse avec tir, course à haute vitesse avec tir, course à basse vitesse et saut, course à haute vitesse et saut (d'après Wilmes et al., 2023). Les valeurs ont été normalisées en fonction du maximum obtenu pour chaque outil et pour chaque participant afin de pouvoir comparer les résultats.....	48
Figure 13 - Evolution du ratio $FC_{prédite} / FC_{réelle}$ pour un joueur s'étant blessé en décembre et revenant à l'entraînement collectif au moment de la ligne pointillée noire, d'après Lacombe et al., 2018.	51
Figure 14 - Schéma récapitulatif des différents types de données accessibles aux staffs sur le terrain de manière fiable aujourd'hui pour la quantification de la fatigue cardiovasculaire et musculo-squelettique.	54
Figure 15 - Schéma représentatif d'une PFF Kistler (Stuart, 2009).....	57
Figure 16 - Courbe représentative de la force verticale moyenne développée par un participant lors d'une course à allure sous-maximale pour un coureur à attaque talon (gauche) et un coureur à attaque médio-pied (d'après Kluitenberg et al., 2012).....	59
Figure 17 - A gauche, analyse temporelle des GRF avec le pic passif (Fz1), l'inter-pic (IPM) et le pic actif (Fz2). A droite, analyse fréquentielle des GRF séparant la courbe de GRF totale (grise) en deux composantes : une haute fréquence (HI) et une basse fréquence (LO), d'après Shorten et al., (2011)....	61
Figure 19 - Courbe représentative de la force verticale pendant une course à plusieurs vitesses. À noter l'augmentation de la valeur du pic d'impact en lien avec la vitesse (d'après Hamill et al., 1983).....	62
Figure 20 - Schématisation du modèle masse-ressort lors de la course. Le ressort est comprimé durant la première partie du pas avant de se relâcher.....	64
Figure 20 - Illustration des différentes phases du cycle d'étirement-raccourcissement en course à pied (d'après Komi, 2000 et Macchi, 2022).....	65
Figure 22 - Représentation schématique de la suite d'altérations prenant place lors d'un exercice fatiguant comprenant des CED, d'après Nicol & Komi (2000).	67
Figure 23 - Nombre de pas analysés par les études s'intéressant à la biomécanique de la course de 2010 à 2019, d'après Oliveira & Pirscoveanu (2021).....	70
Figure 24 - Schéma représentant le crampon instrumenté (adapté d'après Labbé et al., 2020).....	77
Figure 25 - Version 1.0 de la chaussure à CI (2019). Les câbles à l'arrière de la chaussure sont reliés à un boîtier d'acquisition externe.....	78
Figure 26 - A gauche, deuxième version de la chaussure (2021) équipée de 6 CI permettant de mesurer les forces verticales. Le câble rouge relie la chaussure au boîtier d'acquisition. A droite, vue de dessous, l'emplacement des 6 CI.	80
Figure 27 - Troisième version de la chaussure à CI (2022).....	82

Figure 28 - Comparaison de patterns moyens de force de réaction normale lors d'une course en ligne droite à 14 km/h.....	83
Figure 29 - Schéma représentatif du déroulement des différentes étapes dans ces travaux de thèse ...	86
Figure 30 - Exemples d'outils permettant de mesurer les GRF en football et en rugby. (A) Pied artificiel rigide lié à un bras robotique qui applique des forces sur une plateforme de force recouverte de gazon (Galbusera et al., 2013). (B) Le TrakTester, machine permettant d'appliquer des forces horizontales ou verticales à un pied rigide en contact avec le terrain (Grund & Senner, 2010).....	89
Figure 31 - Illustration de la méthode de calibration utilisée lors de cette étude (ici pour le crampon situé sous le 5ème métatarse)	93
Figure 32 - Schéma représentant les forces mesurées par la plateforme de force et par les CI ainsi que leurs référentiels respectifs (d'après Karamanoukian et al., 2022)	94
Figure 33 - Visualisation des indicateurs calculés lors de cette étude; 1 = Fz1, 2 = Fz2, 3 = LR, 4 = tFz1, 5 = tFz2, 6 = TC, 7 = FzImp, 8 = FzRéc, 9 = tFzRéc.....	96
Figure 34 - (En haut) Courbes de GRF moyennes obtenues par la PPF (noir) et les CI (bleu). (En bas) Exemple d'un CMJ enregistré par la PPF (bleu) et les CI (noir)	98
Figure 35 - Courbes moyennes de GRF par condition de vitesse pour les coureurs à attaque talon (à gauche) et les coureurs à attaque médio-pied (à droite) exprimées en fonction du pourcentage d'appui.	105
Figure 36 -A gauche, évolution de l'angle à la cheville, au genou et à la hanche entre avant, pendant et après le protocole de fatigue (Clansey et al., 2012). A droite, relation ($R^2 = 0.94$) entre la variation de l'angle de cheville au moment de l'impact et la variation du taux de charge entre avant et après un protocole de fatigue ciblant les muscles responsables de la dorsiflexion de cheville.	112
Figure 37 - Représentation schématique de la piste de 200m créée sur le terrain de football.	120
Figure 38 - Changements relatifs (%) entre la condition DEB et FIN pour chaque indicateur et chaque cluster. *, ** et *** représentent respectivement des p-value inférieures à 0.05, 0.01 et 0.001.....	132
Figure 39 - Courbes moyennes de GRF entre la condition DEB et FIN pour un participant C1 (gauche) et un participant C2 (droite)	132
Figure 40 - Relation entre les variations DEB-FIN de LR et de δcontact pour les participants C1 (symboles carrés) et C2 (symboles triangle)	135
Figure 41 - Protocole de test effectué de manière longitudinale pendant la saison avant et après l'entraînement.	144
Figure 42 - Méthode de calcul de l'index de fatigue à chaque entraînement relativement à l'entraînement ayant induit le niveau de fatigue maximale	145
Figure 43 - Valeurs des indicateurs LR, F_{moy} , k_{leg} , et T_{Fmax} mesurées lors des tests POST au cours de la saison pour les joueuses A, B et D. La zone grisée représente la période de trêve hivernale.	154

Figure 44 - Evolution de l'index de fatigue par semaine pour la joueuse A. Cette dernière a subi une blessure (A) l'ayant contrainte à arrêter l'entraînement début mars (entorse ligament latéral interne genou droit).....	156
Figure 45 - Evolution de l'index de fatigue par semaine pour la joueuse B. Cette dernière a subi trois blessures au cours de la saison : une périostite tibiale sur la jambe gauche (A) puis des douleurs au niveau de la bande ilio-tibiale gauche mi-mars (B) et enfin une entorse du ligament latéral externe de la cheville droite mi-avril (C).....	157
Figure 46 - Evolution de l'index de fatigue par semaine pour la joueuse D. Cette dernière a subi deux blessures au cours de la saison : une entorse du ligament latéral externe de la cheville droite début novembre (A) puis une lésion musculaire au triceps sural gauche fin janvier (B).....	158
Figure 47 - Exemple de variation de la différence $FC_{pred} - FC_{réelle}$ au cours de l'année (joueuse A). Les barres vertes représentent les sessions où la joueuse peut être considérée comme étant en « forme » tandis que les barres rouges représentent les sessions où la joueuse est considérée en état de « fatigue ». La ligne pointillée représente la blessure subie par la joueuse fin février (entorse ligament latéral interne genou droit)	160
Figure 48 – En haut, évolution de l'indicateur « DSL », représentant la quantité d'impacts endurées, lors des matchs et entraînements au cours de la saison. En bas, évolution du ratio « charge aigüe:charge chronique » ($ACWR_{1,4}$) calculé à partir de l'indicateur DSL au cours de la saison. Le trait pointillé noir représente le moment de la blessure pour cette joueuse.....	161
Figure 49 - Relation entre ΔFC (Différence $FC_{pred} - FC_{réelle}$) et l'index de fatigue musculo-squelettique calculé auparavant à l'aide des CI ($R = 0.43$)	164
Figure 50 - Relation entre l'index de fatigue aigüe calculé avec les chaussures à CI et les valeurs de DSL (à gauche, $R = -0.18$) et de charge aigüe (à droite, $R = 0.10$) pour les sessions où ont été effectués les tests standardisés.....	165
Figure 47 - Variation PRE/POST des indicateurs lors de la session d'entraînement ayant engendré un index de fatigue maximale pour chaque joueuse et chacun de leurs membres inférieurs gauche (G) et droit (D). Les indicateurs du membre inférieur droit de la joueuse F ne sont pas présentés pour cause de données insuffisantes.....	175
Figure 48 - (A) Représentation de la position des CI sous la chaussure. (B) Courbes moyennes de GRF pour un participant en situation au début (DEB) et à la fin (FIN) de la course à épuisement. (C) Courbes moyennes de GRF de 4 crampons isolés pour le même participant au début (DEB) et à la fin (FIN) de la course à épuisement.....	177
Figure 49 – Schéma d'un tour de parcours de SAFT ⁹⁰ (les traits pointillés représentent des mouvements de pas chassés ou avant/arrière (d'après Small et al. 2010).	179

Figure 54 - Exemple d'application d'un modèle de système complexe de prévention de blessure pour un joueur de basketball (d'après Bittencourt et al., 2016)	182
Figure 55 – Comparaison de pattern de force pour la joueuse C ayant subi une fracture de la cheville droite ayant entraîné une période de rééducation du 15 novembre au 5 janvier, en situation de non-fatigue (à gauche, traits pleins) et en situation de fatigue (à droite, traits pointillés).....	185
Figure 56 – Evolution de l'asymétrie entre les deux membres inférieurs au cours de la saison (Joueuse B). L'aire rouge correspond à une valeur de F_{moy} du pied gauche supérieure à F_{moy} du pied droit, et inversement.....	188
Figure 57 - A gauche, évolution des forces antéro-postérieures lors d'un sprint de 30m. A droite, relation entre la force moyenne par appui et la vitesse de course, permettant de tracer un PFV pour un joueur ($R^2 = 0.9$).....	189

Introduction

Le football est le sport associatif le plus pratiqué dans le monde entier avec plus de 265 millions de pratiquants en 2007 (Schrier et al., 2014), mais également le plus suivi sur la planète, la Coupe du Monde 2018 ayant par exemple été visionnée par plus de 51% de la population mondiale (FIFA, 2018). Cependant, le football est aussi connu pour être l'un des sports ayant la plus importante fréquence de blessure par temps de jeu (Beachy et al., 1997; Powell & Barber-Foss, 1999; Schmikli, 2010; Wong & Hong, 2005). En effet, les mouvements et l'environnement liés à la pratique (changement d'appuis/pivots rapides avec des crampons) font que les blessures touchent particulièrement souvent les membres inférieurs. Ces blessures peuvent parfois être très graves et induire de longues périodes de rétablissement.

Les coûts associés à ces blessures sont, par conséquent, très élevés. Il a été prouvé, au sein des meilleures équipes européennes, qu'un plus grand pourcentage de disponibilité des joueurs était corrélé à un meilleur classement en fin de saison, à une meilleure moyenne de points par match et à un meilleur coefficient UEFA – qui traduit la performance d'une équipe dans les compétitions européennes en une année (Hägglund et al. 2013). Par conséquent, il est logique que les blessures qui causent le plus de jours d'indisponibilité par heure de pratique (notamment les lésions aux ischio-jambiers) affectent le plus les performances et résultats d'une équipe.

Certains auteurs ont estimé les pertes financières engendrées par les salaires versés aux joueurs blessés (et donc indisponibles) à environ 10 millions d'euros par an en moyenne pour chaque club de première division anglaise (ce chiffre pouvant être bien

supérieur chez les équipes du haut de tableau) (Eliakim et al., 2020). Ils ont même estimé à environ 40 millions d'euros par an les pertes annexes liées aux baisses de performances provoquées par les blessures (moins bon classement final, moins bons résultats, etc.). De plus, ce total de quasiment 50 millions d'euros par an ne prend pas en compte les pertes collatérales liées par exemple à une baisse éventuelle de valeur marchande des joueurs blessés.

En plus du coût financier, les blessures en football représentent un risque pour le joueur lui-même, 47% des joueurs mettant fin à leur carrière à la suite d'une blessure (Drawer & Fuller, 2002). De plus, subir une blessure augmente le risque de se blesser à nouveau dans la suite de sa carrière, créant ainsi un cercle vicieux pour le joueur (Hägglund et al., 2006). Les blessures représentent donc aujourd'hui un enjeu majeur dans le football professionnel, que ce soit pour les fédérations nationales et internationales, les clubs professionnels ou les joueurs.

L'augmentation du nombre de matchs ces dernières années (FIFPRO, 2023), couplée à celle des demandes physiques en match (Barnes et al., 2014), donne encore plus d'importance aux problématiques liées à la gestion de la fatigue et de la charge d'entraînement. Malgré le développement récent de nombreux outils de monitoring, la non-diminution de l'ensemble des blessures au cours des dernières décennies interroge l'efficacité des stratégies actuelles de prévention des blessures et la gestion des principaux facteurs de risques (Ekstrand et al., 2021).

Ce travail cherchera à utiliser un outil novateur de mesure de forces de réaction du sol à l'intérieur de crampons de football afin d'améliorer la quantification de la fatigue chez des joueurs de football professionnels. Il débutera par une revue de littérature permettant d'étudier les principales caractéristiques des blessures en football et le rôle que joue la fatigue comme facteur de risque. Nous verrons ensuite quelles sont les principales méthodes aujourd'hui employées au sein des clubs professionnels pour

quantifier l'état de forme et la fatigue des joueurs ainsi que leurs limites. Le deuxième chapitre de ce travail de thèse s'attachera à présenter la technologie de crampons instrumentés de capteurs de force, puis nous réaliserons une étude de validation scientifique de cet outil dans une troisième partie. Par la suite, nous étudierons à l'aide d'une paire de chaussure munie de ces crampons instrumentés, les variations biomécaniques induites par la fatigue lors d'une course à vitesse constante jusqu'à épuisement. Dans la cinquième partie de ce travail, nous utiliserons les crampons instrumentés pour estimer de manière longitudinale la fatigue post-entraînement de joueurs professionnels sur le terrain. Enfin, nous discuterons, dans une dernière partie, les perspectives soulevées par les études précédentes.

Chapitre 1 - Cadre théorique

Le football est un des sports ayant la plus grande incidence de blessures par temps de pratique (Drawer & Fuller, 2002). Le nombre plus élevé de blessures en fin de match et lors des périodes de fortes sollicitations (plus d'un match par semaine) a incité de nombreux auteurs à considérer la fatigue comme un important facteur de risques de blessure. Cependant, et malgré la mise en place de stratégies de prévention, le nombre de jours d'entraînement manqués pour cause de blessures n'a pas diminué au cours des deux dernières décennies (Ekstrand et al., 2022). Dans un premier temps, nous tâcherons d'identifier et de caractériser les blessures les plus handicapantes dans le football professionnel aujourd'hui. Ensuite, nous nous focaliserons sur la relation entre la fatigue (aigüe ou chronique) et l'incidence de blessure. Puis, nous verrons quels sont les différents outils et méthodes actuellement utilisés sur le terrain pour la quantification de cette fatigue. Enfin, nous nous intéresserons à l'apport des données dynamiques dans la caractérisation et la détection de la fatigue lors de la course.

1.1 - Incidence et caractéristiques des blessures dans le football professionnel

Nous allons en premier lieu essayer de définir avec précision le terme « blessure », de nombreuses définitions existant aujourd'hui dans la littérature. Les définitions qui vont suivre sont donc issues d'un consensus d'auteurs mandatés par la FIFA (Fuller et al., 2006) dans le but d'apporter plus de clarté et de cohérence dans les différentes études menées dans le cadre de la prévention des blessures en football. Puis, dans un second temps, nous verrons quelles blessures sont les plus communes et les plus handicapantes dans le football professionnel aujourd'hui.

1.1.1 - Définitions et classification

Une blessure peut être définie comme « un dommage physique subie par un joueur lors d'un match ou d'un entraînement et qui entraîne un besoin d'attention médicale ou une incapacité à prendre part à une activité » (Fuller et al., 2006). Cette définition, basée sur l'impossibilité d'un joueur à prendre part à un entraînement ou un match, a du sens dans le domaine du football professionnel où les entraînements sont quotidiens (Delecroix, 2019). Dans la classification de Fuller et al., les blessures sont classées par sévérité, type, localisation et moment de survenue. Les blessures peuvent aussi être classées selon leur mécanisme d'apparition. Une blessure peut en effet soit être apparue de manière aiguë (« traumatic injury »), c'est-à-dire qu'elle est causée par un évènement unique et identifiable (comme une entorse, une fracture ou une déchirure musculaire), ou elle peut être chronique (« overuse injury »), c'est-à-dire due à une surutilisation et sans un seul évènement unique responsable et identifiable (comme les tendinites par exemple) (Fuller et al., 2006). Enfin, toujours selon ce consensus, l'incidence des blessures d'une équipe doit être exprimée en fonction du

nombre de blessures sur une période donnée (la plupart du temps 1000h de pratique), selon le nombre de joueurs observés :

$$\text{Blessures pour 1000 h de pratique} = \left(\frac{\text{Nombre de blessures}}{\text{Somme de la durée d'exposition globale de chaque joueur}} \right) \times 1000$$

Équation 1 - Mode de calcul de l'incidence de blessure (d'après Delecroix, 2019 et Fuller et al., 2006)

Ainsi, si 10 joueurs pratiquent chacun pendant 100 h et que 2 blessures sont constatées, l'incidence de blessure sera de 2 pour 1000 h de pratique. Cette méthode de calcul est la plus précise puisqu'elle permet des comparaisons peu importe le nombre de joueurs étudiés et le nombre d'heures étudiées, mais elle est également plus contraignante au niveau du suivi des joueurs (Delecroix, 2019).

Une blessure peut aussi être classée selon qu'elle ait été provoquée par un contact avec un autre joueur (tacle, collision, ou autre) ou un objet (poteaux, ballon, bord de terrain, etc.) ou sans contact (lors d'une course, d'un tir ou d'un changement de direction par exemple).

Il existe une grande variabilité dans les résultats des études épidémiologiques s'intéressant aux incidences et mécanismes de blessures dans le football professionnel. Une incidence de blessure de plus de 14,4 pour 1000 h de pratique a par exemple été trouvée sur 9 équipes de première division danoise (Hägglund et al., 2005), en comparaison avec une incidence de 4,7 sur une équipe de première division française (Dauty & Collon, 2011). Dans une autre étude portant sur 11 clubs de 5 pays engagés en Ligue des Champions, des différences régionales significatives ont pu être constatées entre les différentes équipes. Ainsi, l'incidence de blessure en match (pour 1000h de pratique) était égale à 41,8 pour les 4 clubs anglais et hollandais alors qu'elle était de 24,0 pour les 7 autres équipes espagnoles, italiennes et françaises (l'incidence

de blessure à l'entraînement n'ayant, quant à elle, pas évoluée) (Waldén et al., 2005). Ces différences peuvent s'expliquer par de nombreux facteurs comme le style de jeu ou la saisonnalité. Elles permettent de mettre en évidence le fait que les résultats d'une étude s'intéressant uniquement aux joueurs d'une équipe, d'un pays ou d'une ligue sont à considérer avec précaution.

L'importance de la méthodologie de recueil et d'analyse de données peut aussi expliquer ces nombreuses variations dans les résultats des différentes études. Certaines études n'utilisent pas la même méthode pour calculer le taux d'incidence, ou ne sont pas basées sur les mêmes définitions, considérant par exemple comme blessure tout trauma nécessitant une intervention médicale (van Mechelen et al., 1992). Par la suite, nous nous intéresserons donc majoritairement aux études qui se sont basées sur les définitions données par le consensus de Fuller et al. (2006) mais aussi sur celles avec le plus grand échantillon de joueurs et si possibles dans différents pays. De même, les études sélectionnées ne porteront que sur des données datant de 1990 ou après, car nous considérons que les évolutions trop importantes dans les méthodes d'entraînement, de pratique et de matériel entre cette époque et aujourd'hui rendent la comparaison peu valide. Enfin, il est important de préciser que les absences dues à des problèmes psychologiques ou des maladies non liées à la pratique du football ne seront pas répertoriées comme blessures dans la suite de ce travail.

1.1.2 - Principales caractéristiques des blessures dans le football professionnel

Après avoir décrit à quoi correspondait une blessure dans le football professionnel, il convient maintenant de s'intéresser aux différentes caractéristiques de ces dernières (localisation, incidence, mécanismes d'apparition, etc.). Puis, nous nous focaliserons sur le cas spécifique des lésions aux ischio-jambiers.

1.1.2.1 - Incidence de blessures

Les résultats d'études sur de grandes cohortes au niveau européen, approuvées par l'UEFA, sur plusieurs années nous indiquent que l'incidence de blessure moyenne varie de 7,6 à 9,4 blessures pour 1000h de pratique (match et entraînement confondus) (Ekstrand et al., 2011; Ekstrand et al., 2013; Waldén et al., 2005). Cette incidence augmente si l'on prend uniquement en compte les matchs pour atteindre entre 26,7 et 30,5 blessures/1000 h de match, soit 5 à 7 fois plus que l'incidence de blessure à l'entraînement, qui varie elle de 4,0 à 5,7 (Ekstrand et al., 2011; Ekstrand et al., 2013; Waldén et al., 2005). Etant donné le plus grand nombre de temps passé à l'entraînement, les blessures durant l'entraînement représentent tout de même 43,3% à 45,2% de l'ensemble des blessures. Ces données proviennent de larges échantillons (de 658 à 8029 blessures analysées), récoltées auprès d'équipes ayant participé à la Ligue des Champions entre 2001 et 2011, ce qui correspond au public cible de ces travaux de recherche.

1.1.2.2 - Type et localisation

Selon ces mêmes études, 73% des blessures ont été qualifiées de « traumatiques », en opposition à 27% de blessures dites « chroniques » (Ekstrand et al., 2011; Waldén et al., 2005). Les lésions musculaires et tendineuses (contractures, élongations, claquages, déchirures, etc.) représentent entre 25,7 et 42,1% des blessures quand les lésions

ligamentaires (type entorse) représentent, elles, 15,3% à 22,4% de l'ensemble des blessures (Arnason et al., 2005; Árnason et al., 1996; Ekstrand et al., 2011; Hawkins & Fuller, 1999; McGregor & Rae, 1995; Waldén et al., 2005). La lésion musculaire à la cuisse représente la blessure la plus fréquente, les deux tiers de ces lésions intervenant aux ischio-jambiers (24 % de l'ensemble des blessures) (Ekstrand et al. 2022, Ekstrand et al., 2011; Ekstrand et al., 2013; Dauty & Collon, 2011; Waldén et al., 2005). La deuxième blessure la plus fréquente est ensuite la lésion musculaire aux adducteurs (9,2% des blessures), puis l'entorse de la cheville (6,9%) puis enfin celle du ligament collatéral interne du genou (4%). Ainsi, 61% des lésions musculaires touchent la cuisse et 21% la hanche ou l'aîne. Parmi les lésions ligamentaires, 51% sont localisées au niveau de la cheville et 39% au niveau du genou. En terme d'incidence, une équipe de 25 joueurs peut donc s'attendre à avoir 8 lésions aux ischio-jambiers chaque saison (Ekstrand et al., 2022).

En plus de s'intéresser à l'incidence des blessures de manière générale, nous pouvons également nous intéresser à la sévérité/la gravité (en jours d'indisponibilité provoqués) de chacune des blessures. En corrélant l'incidence et la sévérité d'un type de blessure, nous pouvons ainsi obtenir le nombre de jours d'indisponibilité provoqués par une catégorie de blessure pour 1000h de pratique. Cette corrélation permet de créer une matrice de risque, ce qui permet de d'établir un classement parmi les blessures les plus importantes à prévenir (Figure 1).

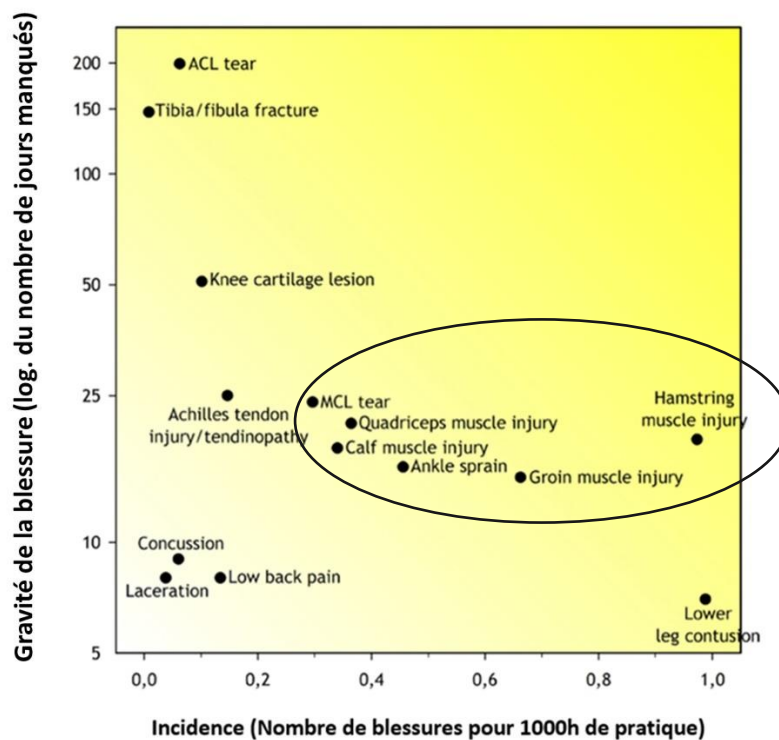


Figure 1 – Matrice de risque basée sur les données de l'étude « UEFA Elite Club Injury Study » (Ekstrand et al., 2013) qui illustre la relation entre gravité et incidence des 14 types de blessure les plus fréquentes d'après Bahr et al., 2018. Sont entourées en noir les 6 blessures provoquant le plus de jours d'indisponibilité. (*Hamstring muscle injury* = lésion musculaire aux ischio-jambiers ; *ACL tear* = rupture du ligament croisé antérieur ; *Groin muscle injury* = blessure musculaire aux adducteurs ; *Ankle sprain* = entorse de la cheville)

Il est important de raisonner en termes de jours d'indisponibilité et non pas seulement en incidence de blessures. Ainsi, les blessures de sévérité moyenne (8 à 28 jours d'absences) représentent plus de jours manqués que les blessures légères (7 jours ou moins) et les blessures graves (plus de 28 jours) cumulées (Ekstrand et al., 2020). Cela est dû au fait que les blessures de sévérité moyenne ont une fréquence élevée : parmi ces blessures, les six plus communes sont la lésion aux ischio-jambiers, celle aux adducteurs, celle aux quadriceps, l'entorse latérale de la cheville, la lésion musculaire au niveau du triceps sural et enfin l'entorse du ligament collatéral interne du genou. Les stratégies de prévention des blessures devraient donc se focaliser prioritairement sur ce type de blessures à sévérité moyenne, ces six blessures (entourées en noire sur la matrice de risque Figure 1) représentant à elles seules plus 50% de l'ensemble des jours d'indisponibilité.

D'après l'incidence globale de blessure (et en considérant le nombre moyen de 25 joueurs par équipe), un joueur subi donc en moyenne deux blessures par saison qui l'éloignent des terrains pendant un total de 37 jours, soit environ 12% du total de la saison (Ekstrand et al., 2011). Il est intéressant de noter que pour les joueurs internationaux, 4% de ces blessures interviennent lorsque le joueur est en sélection, et non avec son club (Waldén et al., 2005).

1.1.2.3 - Mécanismes d'apparition des blessures

Parmi les blessures survenant à l'entraînement, 80% d'entre elles sont sans contact, ce chiffre descendant à 57% en ce qui concerne celles survenant en match. Cette différence s'explique évidemment par l'engagement physique supérieur présent en match. Au total, 67% des blessures interviennent sans contact (Ekstrand et al., 2013).

Il est à noter que les entorses de la cheville et du genou sont les blessures les plus fréquemment provoquées par une faute adverse, dû notamment à leur exposition lors d'un tackle (Ekstrand et al., 2011; Hägglund et al., 2005).

1.1.2.4 - Répartition intra-saison des blessures

Les blessures traumatiques sont plus fréquentes lors de la saison compétitive que lors de la présaison, alors que la tendance est inversée pour les blessures chroniques (Ekstrand et al., 2011). Ces tendances peuvent en partie s'expliquer par le fait que la présaison est majoritairement constituée d'entraînements et que par conséquent, les blessures traumatiques (plus fréquentes lors des matchs) sont donc peu présentes. D'après la distribution des types de blessures les plus communes au cours de la saison, seules les lésions aux ischio-jambiers ont tendance à augmenter au fil de l'année (Figure 2).

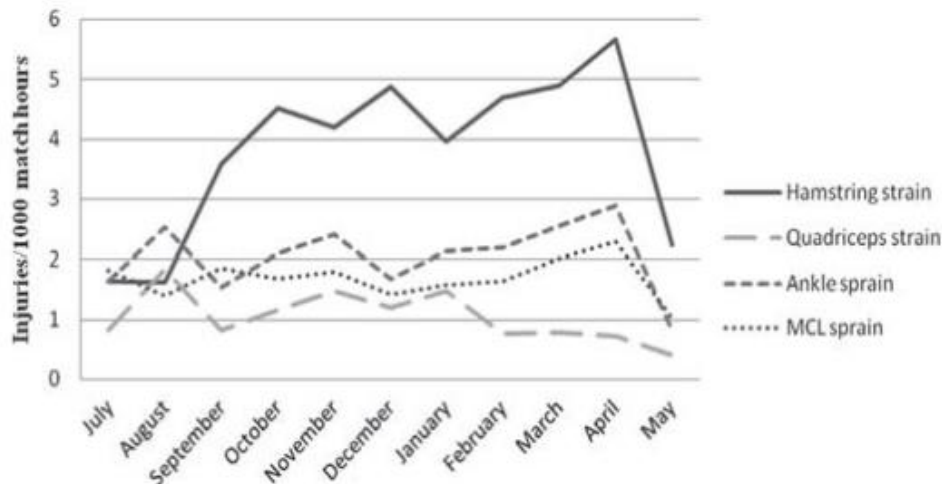


Figure 2 - Distribution des blessures les plus communes au cours de la saison (d'après Ekstrand et al., 2011). *Hamstring strain* = lésion musculaire aux ischio-jambiers, *Quadriceps strain* = lésion musculaire aux quadriceps, *Ankle sprain* = entorse de la cheville et *MCL sprain* = entorse du ligament collatéral interne.

L'incidence de blessure varie au cours de la saison avec des pics durant la présaison, les pauses de milieu de saison et durant les périodes d'accumulation de match. Il est probable que le relâchement et la perte de condition physique induits par la pause estivale rendent plus fragiles les organismes au moment de la présaison. L'augmentation du nombre de blessures en fin de saison indique également que la gestion des efforts ne s'adapte pas assez aux demandes de matchs toujours plus nombreux (FIFPRO, 2023).

1.1.2.5 - Évolution des blessures par saison

Après s'être intéressés à la répartition des blessures au sein d'une même saison, il est désormais possible d'étudier l'évolution de ces dernières d'une saison à une autre.

1.1.2.5.1 - Cas général

D'un point de vue général, durant les deux dernières décennies (de 2001 à 2022), les auteurs ont constaté une baisse de l'incidence de blessure mais un nombre de jours d'indisponibilité constant (Ekstrand et al., 2022). L'incidence de blessure a baissé pour

les blessures ligamentaires entre 2001 et 2011, alors que celle pour les lésions musculaires est restée similaire (Ekstrand et al., 2013). Cette baisse du nombre de blessures ligamentaires suggère une certaine efficacité des programmes de prévention des blessures mis en place ces dernières années, et plus particulièrement des mécanismes de diagnostic et de réathlétisation (Ekstrand et al., 2013).

1.1.2.5.2 - Le cas des blessures aux ischio-jambiers

Étant donné leur prépondérance parmi les blessures touchant les joueurs de football, les blessures aux ischio-jambiers représentent un cas particulier qu'il est nécessaire d'étudier de manière isolée.

Incidence

Si l'on s'intéresse précisément aux cas des blessures musculaires aux ischio-jambiers, ces dernières ont augmenté de manière significative sur cette même période. Ainsi, de 2001 à 2014, la fréquence des lésions aux ischio-jambiers a augmenté d'année en année (l'incidence à l'entraînement augmentant notamment de 4% chaque année) (Ekstrand, Waldén, & Hägglund, 2016). De manière encore plus inquiétante, cette tendance s'est davantage accentuée ces dernières années, le nombre de jours d'indisponibilité provoqués par les lésions aux ischio-jambiers à l'entraînement augmentant chaque année de 9.0% entre 2014 et 2022 (Ekstrand et al., 2022). Cette blessure représente aujourd'hui 24% de l'ensemble des blessures subies par les footballeurs professionnels (contre 12% en 2001) (cf. Figure 3)

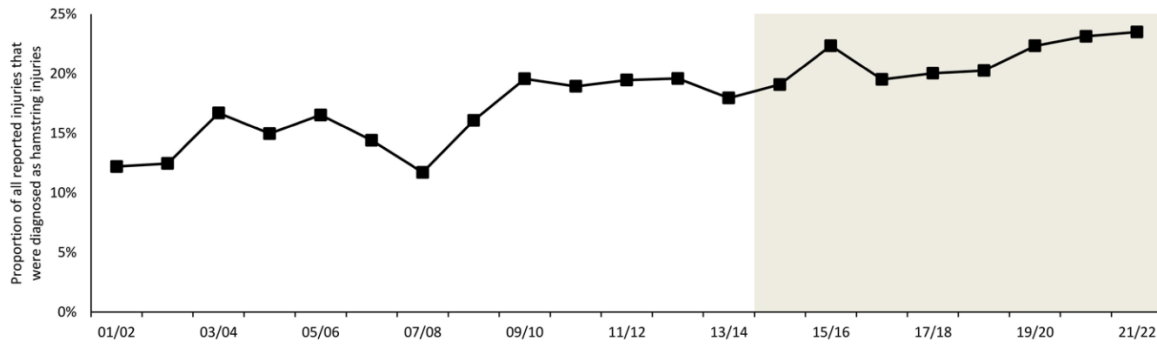


Figure 3 - Proportion des blessures aux ischio-jambiers parmi l'ensemble des blessures, saison par saison entre 2001 et 2022 (d'après Ekstrand et al, 2022)

De manière générale, la lésion musculaire aux ischio-jambiers est une des blessures les plus courantes dans les sports impliquant des sprints à haute intensité comme le football, le rugby, l'athlétisme, etc. (Opar et al., 2012). Le taux de récurrence associé à cette blessure (18%), y compris dans les deux mois suivant la blessure, est élevé (Ekstrand et al., 2022). Par conséquent, la survenue d'une lésion passée est un important facteur de risque de lésion aux ischio-jambiers (Maniar et al., 2023). Elle est caractérisée par une douleur aiguë à l'arrière de la cuisse et une rupture des fibres musculaires. Nous pouvons distinguer plusieurs niveaux de gravité, du grade 1 (lésions microscopiques avec une gêne handicapante) au grade 3 (rupture totale d'un muscle avec une perte totale de mobilité) (Opar et al., 2012). Le biceps fémoral est le muscle le plus touché et 53% des blessures interviennent sur le membre inférieur dominant (Woods et al., 2004). L'origine de la blessure peut être variable mais c'est la majorité du temps lors d'une course qu'elle survient : 70% des lésions aux ischio-jambiers sont provoquées par un sprint ou une course à haute intensité (Ekstrand et al., 2012). Elle est contraignante pour les joueurs car elle provoque une douleur élevée et une période de soin de plusieurs semaines (Woods et al., 2004; Yu et al., 2008).

Étiologie

La propriété bi-articulaire des muscles ischio-jambiers permet une extension de hanche couplée à une flexion du genou lors d'une contraction concentrique (lorsque l'os coxal

est le point fixe). En cas de contraction excentrique, les muscles ischio-jambiers vont résister à l'étirement et ils permettront donc de freiner l'extension du genou. Ce type de mouvement apparaît typiquement lors d'un tir ou durant la course au football. Ils sont donc actifs pendant toute la phase de foulée, avec des pics d'activation électromyographique (EMG) présents pendant la phase finale de vol et le début de la phase d'appui (Kenneally-Dabrowski et al., 2019). En effet, durant la phase finale de vol les ischio-jambiers ralentissent l'extension du genou et la flexion de hanche pour guider la pose du pied au sol, ils travaillent donc en excentrique. C'est à ce moment que ce groupe musculaire atteint sa longueur maximale (le biceps fémoral étant le plus allongé, jusqu'à 110% de sa longueur de repos). Durant le contact au sol, les muscles ischio-jambiers agissent ensuite de manière concentrique pour provoquer l'extension de la hanche. La phase de fin de vol et le début de la phase de contact sont considérées comme les plus dangereuses car c'est à ce moment-là que l'extension et l'activation musculaire du muscle sont maximales (Jönhagen et al., 1996; Yu et al., 2008).

Une trop grande répétition de ces mouvements à haute intensité peut générer des microtraumatismes, causés par une élongation des sarcomères trop importante pendant la phase d'action excentrique. Pendant cette phase, le muscle agit au niveau de la pente descendante de la courbe force-tension, c'est-à-dire que la longueur du muscle excède sa longueur de repos. Les sarcomères sont trop étendus (davantage que la longueur optimale qui produit le plus de force) et produisent donc moins de force. La longueur de contraction est ainsi moins contrôlable, et le muscle peut être étiré davantage que ses capacités ne le permettent, avec une tension majoritairement prise en charge par les structures passives (due à la réduction du nombre de ponts d'actine-myosine formés). Cette élongation peu contrôlée peut donc provoquer des dommages au niveau macroscopique (Morgan, 1990). Mais cette théorie est encore contestée par certains auteurs et les mécanismes microscopiques provoquant les déchirures aux ischio-jambiers ne sont pas encore tout à fait établis (Butterfield, 2010; Pimenta et al., 2023).

Même si une déchirure peut apparaître à la suite d'un cycle de mouvement au cours de la course, cette blessure peut aussi être le signe que le muscle avait déjà subi des microtraumatismes qui l'avaient fragilisé (Opar et al., 2012). La longueur importante du biceps fémoral en fin de phase de vol/début de phase de contact constituent donc de sérieux facteurs de risque de blessure pour les muscles ischio-jambiers lors d'un sprint. Afin de savoir si ces facteurs de risques sont liés à l'augmentation des blessures aux ischio-jambier constatée ces dernières années, nous devons maintenant nous intéresser à l'évolution de la fréquence et des caractéristiques de ces sprints dans le football professionnel.

1.1.2.5.3 - Augmentation des demandes physiques en football

Une explication possible de cette augmentation des blessures aux ischio-jambiers pourrait venir de l'augmentation des demandes physiques en football au cours des 15 dernières années. En effet, les stratégies de prévention des blessures ont sûrement eu un effet bénéfique sur ce type de lésion, mais cet effet a pu être contrebalancé par une augmentation substantielle de l'intensité des matchs (et par conséquent des entraînements également) dans le football de haut niveau. Certains auteurs ont étudié les évolutions des demandes physiques en première division anglaise, en s'intéressant notamment aux courses à haute intensité (course avec une vitesse allant de 19.8 à 25 km/h) et aux sprints (supérieure à 25 km/h). Ainsi, entre 2006 et 2013, le nombre d'actions à haute intensité en match a augmenté de 50% et le nombre de sprints de 85% (Barnes et al., 2014). Par conséquent, la distance parcourue à haute intensité a augmenté de 30%, et celle parcourue en sprints de 35%, en moyenne. La distance moyenne d'un sprint a, quant à elle, diminué durant ces 7 années, mais avec une plus grande proportion de sprints explosifs (c'est-à-dire lorsque le joueur atteint la zone de vitesse « sprint » sans être rentré dans la zone de vitesse « course à haute intensité » auparavant) (Portas et al., 2010, Barnes et al., 2014).

En résumé, les matchs sont de plus en plus caractérisés par des sprints certes plus courts, mais plus fréquents et plus explosifs qu'auparavant. La vitesse maximale atteinte lors de ces sprints a elle aussi augmenté, ce qui indique que la capacité d'accélération des joueurs a progressé. Il est aussi établi que le nombre de sprints et de courses à haute intensité est plus élevé chez les joueurs d'équipes élites (niveau Champions League) par rapport à des joueurs professionnels d'équipes d'un niveau sous-élite (ne jouant pas parmi les 5 meilleurs championnats d'après l'indice UEFA) (Mohr et al., 2003).

De plus, le nombre de matchs joués chaque année a lui aussi augmenté, les joueurs jouant désormais parfois jusqu'à 80 matchs par saison en bénéficiant d'une période de repos de seulement 4 à 6 semaines (Ekstrand et al., 2022 ; FIFPRO, 2021). Par conséquent, certains joueurs en viennent à jouer jusqu'à 74% de leurs matchs sans avoir au moins 5 jours de repos entre deux compétitions (FIFPRO, 2023). Les joueurs sont également contraints de voyager davantage pendant la saison et surtout la pré-saison, ce qui limite l'efficacité de cette dernière et diminue le temps de repos pendant le reste de la saison (Ekstrand et al., 2022; FIFPRO, 2023).

La sollicitation générale des ischio-jambiers a donc augmenté de différentes manières ces dernières années. Sachant que les ischio-jambiers sont sujets à des lésions en fin de phase de vol lors d'un sprint et que 70% de ces lésions sont apparues à la suite d'une course, il paraît donc logique d'affirmer que cette augmentation des actions explosives (et donc à hauts risques) a joué un rôle dans la multiplication des lésions aux ischio-jambiers.

Résumé

- 67 % des blessures interviennent sans contact avec l'adversaire, ce chiffre montant à 80% lors des entraînements.
- La blessure qui induit le plus de jours d'indisponibilité est la lésion aux ischio-jambiers, devant la lésion musculaire aux adducteurs, celle au quadriceps, puis l'entorse latérale de la cheville et enfin celle du ligament collatéral interne du genou. Toutes ces blessures sont la plupart du temps de sévérité moyenne (8 à 28 jours d'absence) mais ont une incidence très élevée.
- Le nombre de jours d'indisponibilité lié à l'ensemble des blessures n'a pas baissé entre 2001 et 2022 chez les joueurs du top niveau européen. L'incidence des blessures ligamentaires a diminué (grâce aux stratégies de prévention des blessures) mais celle des blessures musculaires aux ischio-jambiers a significativement augmenté, en lien avec une forte augmentation des actions explosives (courses à haute intensité, sprints).
- La lésion musculaire aux ischio-jambiers est provoquée par un sprint ou une course à haute intensité dans 70% des cas. Cela peut s'expliquer par le rôle prédominant de ces muscles bi-articulaires en fin de phase de vol et en début de phase de contact avec le sol, sollicités de manière excentrique puis concentrique.
- Les lésions musculaires, et plus particulièrement celles aux ischio-jambiers, représentent un enjeu majeur dans les stratégies actuelles de prévention de blessure étant donné leur fréquence élevée mais aussi du fait de leur nombre en constante augmentation ces dernières années.

1.2 - La fatigue : un facteur de risque de blessure

D'un point de vue comportemental, la fatigue peut être vue comme une baisse de performance induite par l'exercice (Verschueren et al., 2020). Son origine peut être centrale (c'est-à-dire due à une altération de la commande motrice) et/ou périphérique (c'est-à-dire due à un changement au niveau des mécanismes contractiles du muscle) (Rampinini et al., 2011; Thomas et al., 2017). La fatigue centrale peut être définie comme une baisse d'activation volontaire d'un muscle ou d'un groupe de muscle induite par l'exercice, alors que la fatigue périphérique est plutôt définie comme une baisse de la capacité des fibres musculaires à produire de la force (Batson, 2013). La fatigue centrale est donc due à des changements au sein du système nerveux central (SNC), à des mécanismes spinaux et supra-spinaux. Ainsi, la fatigue est un phénomène complexe au cours duquel la baisse de potentiel contractile d'une unité motrice est le résultat final d'altérations au niveau métabolique, cardiovasculaire, hormonal et neurologique. Dans cette partie, nous nous intéresserons aux différents types de fatigue (aigüe et chronique), aux altérations biomécaniques et physiologiques qu'elles provoquent et à leurs liens potentiels avec les blessures dans le football professionnel.

1.2.1 - La fatigue neuromusculaire aigüe et ses altérations

En football, l'activité physique demandée aux joueurs est de nature intermittente, ces derniers effectuant jusqu'à 1350 actions différentes pendant un même match, la nature de l'activité changeant environ toutes les 4 à 6 secondes (Mohr et al., 2005). En plus de l'activité purement physique, les joueurs doivent également effectuer des actions techniques également coûteuses en énergie. L'ensemble de ces demandes induit une fatigue neuromusculaire aigüe au cours du match. Il a été démontré que cette fatigue était à la fois d'origine centrale mais aussi de nature périphérique (Rampinini et al., 2011). Cette fatigue peut se développer de manière temporaire : il a par exemple été

constaté qu'à la suite d'une période de haute intensité de 5 minutes lors d'un match, les joueurs parcouraient significativement moins de distance à haute intensité dans les 5 minutes suivantes, témoignant ainsi d'une fatigue temporaire liée au contexte du match. Cette fatigue est qualifiée de temporaire car il a été prouvé que les performances physiques des joueurs pouvaient revenir à leur niveau initial lors de la mi-temps (Mohr et al., 2005).

En plus de cette fatigue temporaire, la fatigue aigüe se développe aussi lorsque les joueurs se rapprochent de la fin du match. Cela se répercute sur les actions à haute intensité, ces dernières diminuant durant les 15 dernières minutes du match (Mohr et al., 2005). Cette tendance est d'ailleurs présente au plus haut niveau professionnel comme à des niveaux inférieurs (Figure 4), chez les hommes comme chez les femmes (Mohr et al., 2005).

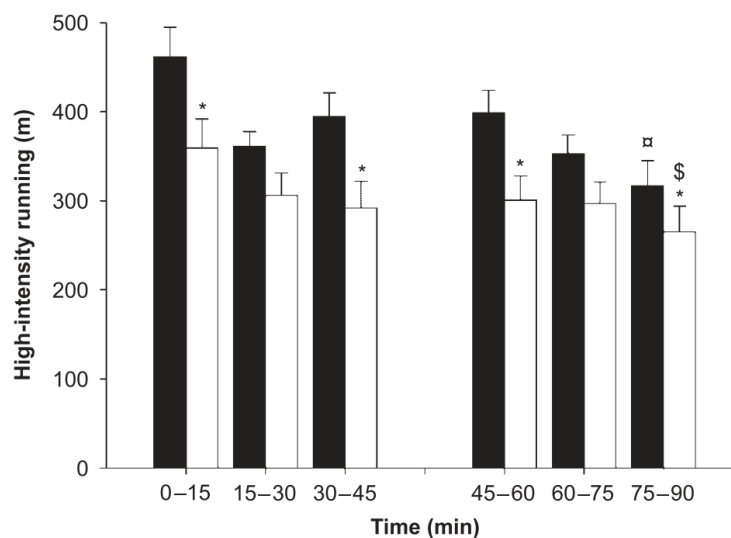


Figure 4 - Distance à haute intensité parcourue lors d'un match en fonction du temps chez des joueurs des tops clubs européens (noir) et chez des joueurs professionnels d'un niveau inférieur (blanc) (d'après Mohr et al., 2005)

La fatigue aigüe s'installe donc de manière progressive vers la fin de chaque mi-temps et de chaque match, à laquelle peut également s'ajouter une fatigue temporaire à la suite d'une période de très haute intensité.

1.2.1.1 - *Fatigue et blessure en football*

En s'intéressant à la répartition des blessures pendant un match, de nombreux auteurs ont constaté que l'incidence de blessures augmentait de manière progressive lors de chacune des deux mi-temps, que ce soit pour l'ensemble des blessures ou pour les lésions aux ischio-jambiers seuls (Figure 5) (Ekstrand et al., 2011; Hawkins et al., 2001). Cette augmentation suggère que la fatigue aigüe accumulée au cours d'un match (et les perturbations qu'elle induit) joue un rôle important dans l'apparition de blessures (Behan et al., 2018; Gutierrez et al., 2007; Verschueren et al., 2020). En effet, la fatigue aigüe, dans le domaine sportif, est connue pour influencer et modifier les patterns de mouvement de l'athlète et pour altérer les fonctions d'équilibre et de contrôle postural, de proprioception et de force musculaire (Verschueren et al., 2020). Les auteurs ont donc postulé que ces changements dans le contrôle neuromusculaire qui apparaissent avec la fatigue pouvaient être responsables d'un grand nombre de blessures en football.

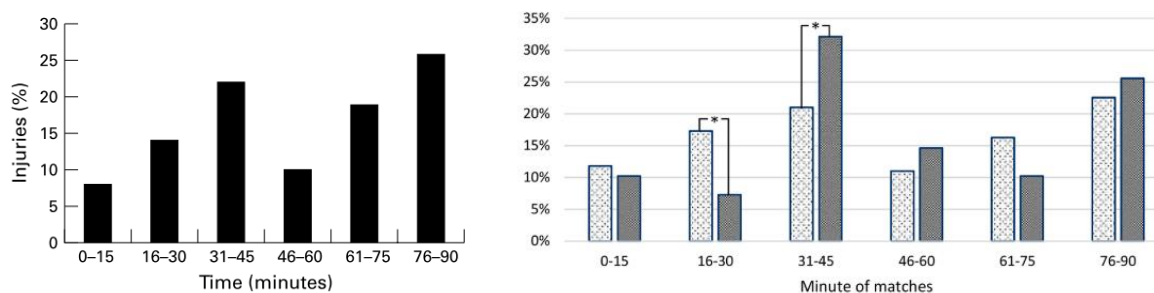


Figure 5 - A gauche, répartition des blessures au cours d'un match (n=3836) (Hawkins et al., 2001). A droite, la répartition des lésions musculaires aux ischio-jambiers au cours d'un match (en gris celle touchant le semi-membraneux et en blanc celles touchant le biceps fémoral) (Ekstrand et al., 2022).

La fatigue peut donc être considérée comme un facteur de risque important de blessure en football. Nous essayerons de comprendre, dans la suite de cette partie, quelles sont les différentes altérations qu'elle provoque et de quelle manière ces dernières peuvent mener à un risque accru de blessure.

1.2.1.2 - Baisse de force des ischio-jambiers

Dans une étude reproduisant les efforts demandés en match (sur tapis roulant), il a été prouvé que la force excentrique développée par les ischio-jambiers diminuait de manière significative lors des 15 dernières minutes de la première mi-temps (simulée) et lors des 30 dernières minutes de la seconde mi-temps (Greig, 2008), ce qui pourrait expliquer leur plus grande incidence à la fin de chaque mi-temps (Greig & Siegler, 2009). Avec un protocole de fatigue similaire, les mêmes auteurs ont trouvé en parallèle une augmentation de l'activité EMG du biceps fémoral au cours du temps, avec une augmentation plus prononcée en seconde mi-temps (Greig et al., 2006). Cette augmentation traduit le fait que le biceps fémoral doit travailler de manière accrue en situation de fatigue pour maintenir le même niveau d'effort, ce qui le prédispose davantage à des blessures. Il est aussi à noter que la mi-temps (simulée par un intervalle de temps de pause de 15 min) n'a pas permis de restaurer la force excentrique des ischio-jambiers, c'est-à-dire avant le début du protocole de fatigue (Greig & Siegler, 2009).

De nombreux auteurs se sont également intéressés au ratio de force entre les ischio-jambiers et les quadriceps pour caractériser les propriétés musculaires au niveau du genou (Aagaard et al., 1998). Ce ratio est parfois calculé comme le rapport entre la force maximale obtenue en condition isocinétique, pour un type de contraction (concentrique, excentrique ou isométrique), à une vitesse angulaire donnée. Il est également possible de calculer un ratio appelé « fonctionnel » ou « dynamique », en calculant la force excentrique maximale des ischio-jambiers divisée par la force

concentrique maximale des quadriceps (I_{ecc}/Q_{con}) (Aagaard et al., 1998; Delextrat et al., 2010; Lehnert et al., 2018).

Il a été prouvé que ce ratio dynamique était le plus élevé lors des vitesses angulaires les plus importantes et lors d'une extension maximale du genou (Aagaard et al., 1998). Dans des conditions d'extension de genou à vitesse maximale, il a été montré que les forces élevées développées par le quadriceps de manière concentrique pouvait engendrer un déplacement antérieur du tibia (jusqu'à 6.3mm) dans le plan sagittal (Aagaard et al., 1998; Hirokawa et al., 1992). Plusieurs études ont prouvé que les ischio-jambiers jouaient un rôle important en aidant le ligament croisé antérieur (LCA) à diminuer ce déplacement vers l'avant. En situation normale, ce ratio dynamique I_{ecc}/Q_{con} est environ égal à 1, ce qui signifie que l'action de « freinage » des ischio-jambiers lors d'une extension rapide du genou est égale à l'action concentrique des quadriceps. Ce ratio est d'ailleurs souvent utilisé pour quantifier la récupération d'un athlète à la suite d'une rupture du LCA. En conclusion, lors d'une extension rapide du genou, les ischio-jambiers possèdent la capacité de stabiliser l'articulation.

Ce ratio ischio-jambiers/quadriceps exprime ainsi la capacité des fléchisseurs du genou à ralentir le mouvement généré par le quadriceps (Lehnert et al., 2018). Il a été prouvé qu'il diminuait, à des vitesses angulaires de 60°/s et 180°/s, chez des joueurs de football (sur leur membre inférieur dominant) après un protocole de fatigue répliquant les efforts demandés en football (Delextrat et al., 2010). De plus, à la suite de sprints répétés, il a été démontré que ce ratio diminuait chez les athlètes ayant déjà été atteints par une blessure aux ischio-jambiers. Cet indicateur a permis d'identifier tous les participants précédemment blessés (Lord et al., 2019). Cela signifie que, même pour des joueurs ayant reçu l'autorisation de retourner à la compétition, des déficits existent toujours au niveau musculaire, reflétés par la pratique d'un simple exercice en condition de fatigue. Une diminution de ce même ratio a aussi été constaté après une course sur tapis roulant chez des joueurs amateurs sur le membre inférieur dominant

uniquement (Rahnama et al., 2003). En résumé, les fonctions altérées des ischio-jambiers en situation de fatigue rendent plus vulnérables les joueurs à des lésions musculaires mais détériorent également les fonctions stabilisatrices de l'articulation du genou, augmentant ainsi le risque d'entorses, particulièrement à la fin de chaque mi-temps (Greig, 2008). Cela prouve aussi qu'il est nécessaire, dans la prévention des blessures, de tester les capacités des joueurs en état de fatigue (Bahr & Holme, 2003; Verschueren et al., 2020).

1.2.1.3 - Altération des mécanismes de contrôle postural et de stabilisation

Une fatigue spécifiquement induite par des exercices typiques de football a aussi été tenue responsable d'une dégradation de l'équilibre dynamique unipodal chez les joueurs (quand ces derniers sont positionnés sur un plateau instable). Cette baisse de capacité de contrôle de l'équilibre est un facteur qui peut provoquer des blessures ligamentaires au genou et à la cheville, et donc influencer négativement la gravité de la blessure (Greig & McNaughton, 2014). Il a aussi été démontré que la stabilité posturale était altérée après un exercice imitant les efforts demandés en football, les participants ayant un plus grand déplacement du centre de masse en réponse à une perturbation antéro-postérieure au sol par rapport à une situation de non-fatigue (Behan et al., 2018)

En ce qui concerne spécifiquement les entorses de la cheville, 48% d'entre elles surviennent dans les 15 dernière minutes des deux mi-temps (Woods et al., 2004). En effet, il a été prouvé que lors d'un exercice d'équilibre, le déplacement du centre de gravité en réponse à une perturbation était plus important au fur et à mesure que le protocole de fatigue se déroulait (Greig & McNaughton, 2014), ce qui traduit une altération dans le mécanisme de stabilisation de la cheville. Il a également été prouvé que les angles d'inversion et de flexion plantaire de la cheville étaient plus importants

en situation de fatigue, ce qui pourrait en partie expliquer que l'entorse latérale de la cheville, provoquée par une hyper-inversion, est une des blessures les plus fréquentes en football. En conclusion, les altérations des mécanismes de stabilisation et l'augmentation de l'angle d'inversion et de flexion plantaire de la cheville avec la fatigue peuvent expliquer les entorses latérales de la cheville plus présentes en fin de match.

1.2.1.4 - Augmentation du délai électromécanique

D'un point de vue neuromusculaire, cette altération du mécanisme de stabilisation des articulations peut être due à une augmentation du délai électromécanique, qui correspond au temps s'écoulant entre l'activation d'un muscle et le début de la production de force par ce même muscle (De Ste Croix et al., 2015). Lors de mouvements très rapides comme en football, un allongement de ce délai neuromusculaire, induit par la fatigue, peut donc avoir des conséquences sur les articulations de la cheville (comme écrit précédemment) mais aussi sur le genou, car les muscles vont réagir moins vite pour contrer une perturbation. Les co-contractions musculaires (notamment des muscles de la cuisse) doivent en effet être rapides pour stabiliser l'articulation du genou pendant un changement de direction qui génère des forces très importantes. Une augmentation du délai électromécanique peut être un facteur de risque concernant la rupture du ligament croisé antérieur en rendant l'articulation moins « réactive » (De Ste Croix et al., 2015).

Chez des adolescents, ce délai a augmenté de 58% entre avant et après un exercice typique de football. Néanmoins, cette altération du contrôle neuromusculaire diminuait avec l'âge (l'augmentation du délai électromécanique était supérieure en U13, par rapport aux participants U15 et U17) (De Ste Croix et al., 2015). Cela a poussé certains auteurs à formuler l'hypothèse selon laquelle le contrôle neuromusculaire serait de plus en plus efficace avec la maturation du système nerveux et de l'âge des

participants (Lehnert et al., 2018). Cela leur permettrait d'être moins sujets aux blessures en état de fatigue, par rapport aux joueurs plus jeunes.

Même si plusieurs études ont postulé que les changements biomécaniques induits par la fatigue (baisse de force, altération du mécanisme d'équilibre unipodal, etc.) affectaient les facteurs de risque des ruptures du ligament croisé, des revues de littérature plus récentes ne trouvent pas ou peu de facteurs qui seraient réellement influencés par la fatigue (Barber-Westin & Noyes, 2017; Verschueren et al., 2020). Cela est dû à la variété des protocoles de fatigue employés, à la variété des tâches effectuées et des critères analysés. La rupture du ligament croisé étant l'une des blessures les plus dures à prévenir, davantage de recherches semblent nécessaire pour généraliser les résultats des études actuelles et arriver à un consensus.

1.2.1.5 - Baisse de proprioception

De nombreuses études ont démontré qu'un déficit ou une asymétrie de proprioception constituait un important facteur de risque de blessure en football (Fousekis et al., 2012; McCall et al., 2014; Navarro-santana et al., 2020). Parmi les tests permettant d'évaluer les capacités proprioceptives d'un athlète, le Joint Position Sense (JPS) impose au participant d'évaluer la position de son articulation dans l'espace. Certains auteurs se servent donc de ce test pour étudier l'influence de la fatigue sur les capacités de proprioception des articulations des joueurs. Ainsi, des chercheurs ont trouvé des erreurs de position de la cheville plus importantes après un protocole de fatigue imitant une mi-temps de 45 minutes de football (Mohammadi & Roozdar, 2010). La fatigue aurait selon eux une influence sur les mécanorécepteurs responsables du contrôle de la position des articulations. Ces baisses de capacités ont été identifiées comme responsables d'entorses de la cheville, particulièrement en inversion (Mohammadi & Roozdar, 2010). Cela peut s'expliquer par le fait qu'une moins bonne identification de la position de la cheville aurait pour conséquence d'augmenter le temps d'activation

des muscles éverseurs du pied, ces derniers étant justement censés limiter les inversions excessives du pied. La baisse de proprioception induite par la fatigue pourrait aussi être responsable d'une mauvaise perception des étirements du biceps fémoral de la part du joueur, accumulant ainsi des microtraumatismes, qui, avec un grand nombre de répétitions, provoqueraient une déchirure de ce muscle ou du tendon correspondant (Opar et al., 2012).

1.2.1.6 - Baisse d'absorption d'énergie du muscle

Les muscles bi-articulaires, comme le droit fémoral, les gastrocnémiens ou les ischio-jambiers, sont les plus à mêmes de subir une déchirure causée par un étirement car leur fonction est de se contracter de manière excentrique afin de limiter le mouvement des articulations. Ils peuvent être allongés par les deux articulations en même temps, notamment en fin de phase de suspension lors de la course. Ces muscles emmagasinent de l'énergie potentielle élastique pendant leur allongement or il a été prouvé qu'un muscle fatigué (par électrostimulation) emmagasine moins d'énergie potentielle élastique qu'un muscle qui ne l'est pas (Mair et al., 1996). Par conséquent, pour une même force à contrôler et donc pour une même quantité d'énergie à stocker, un muscle fatigué va devoir être davantage étiré par rapport à un muscle non fatigué (pour compenser sa perte de capacité). En situation de fatigue, le muscle va donc devoir s'allonger davantage et ainsi être dans une situation potentiellement plus dangereuse avec un risque de lésion plus important. A l'inverse, un muscle non fatigué ne va pas être obligé de s'allonger beaucoup et a donc beaucoup moins de chances de subir une déchirure liée à un étirement. La Figure 6i permet de se rendre compte que le point de rupture totale (correspondant à 100% d'étirement maximal) est similaire entre un muscle « normal » et un muscle en situation de fatigue mais l'énergie emmagasinée, représentée par l'aire sous la courbe, est nettement inférieure chez le muscle fatigué, surtout lors des étirements inférieurs à 70%. Or, c'est aussi à partir d'un étirement de 70% de la capacité maximale du muscle que certains microtraumatismes apparaissent (Opar et al., 2012).

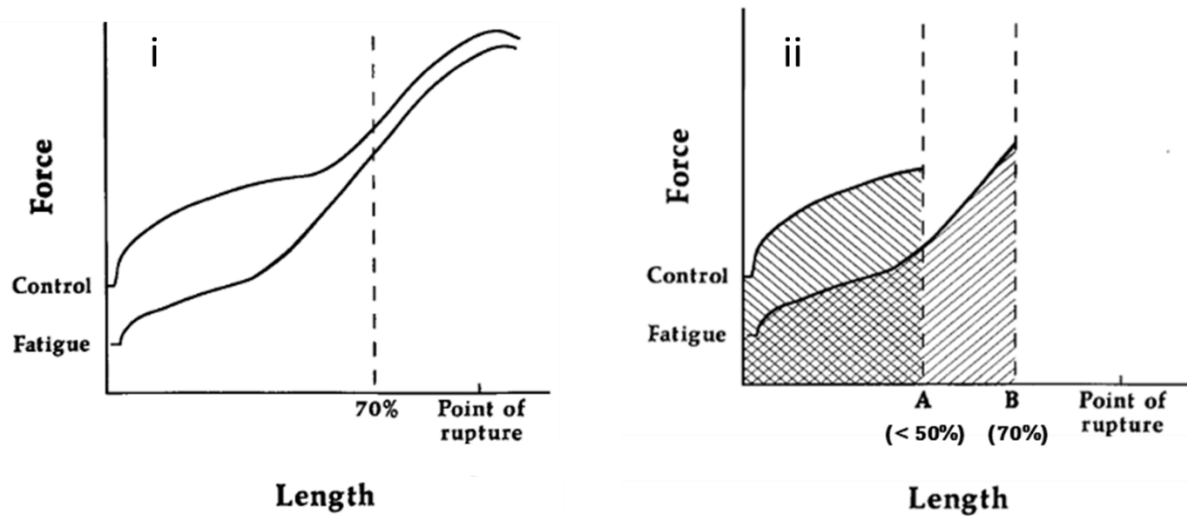


Figure 6 – A gauche (i), la relation entre la force produite et le pourcentage d'étirement de deux muscles dans des états différents. A droite (ii), représentation de la longueur d'étirement nécessaire pour un muscle A (normal), et un muscle B (fatigué) pour absorber une quantité d'énergie similaire (aire sous les courbes). La longueur B est égale à 70% de la longueur maximale du muscle (d'après Mair et al., 1996).

La Figure 6ii représente un cas de figure avec une quantité d'énergie potentielle élastique similaire (i.e. une action similaire). Ainsi, les deux aires représentées par des hachures sont équivalentes. Pour emmagasiner toute l'énergie, le muscle fatigué doit atteindre une longueur B nettement plus importante que la longueur A du muscle « normal ». Or, cette longueur B est égale à 70% de l'étirement maximal et dans ce cas précis, le muscle fatigué pourrait subir une blessure contrairement au muscle « normal ». Cela signifie qu'un muscle fatigué a plus de chances de subir une lésion du fait de sa moins bonne capacité à emmagasiner l'énergie potentielle élastique provoqué par un étirement. Les déchirures musculaires en état de fatigue ne sont donc pas forcément causées par des étirements de longueur importantes, mais par une diminution des capacités de stockage de l'énergie potentielle élastique pour des longueurs inférieures à 70% de l'étirement maximal du muscle (cf. Figure 6i).

1.2.2 - Fatigue chronique et périodes de fortes sollicitations

La fatigue aigüe induit donc des perturbations qui sont toujours visibles dans les heures et les jours qui suivent l'activité physique : on parle alors de fatigue résiduelle ou différée. Par la suite, si les temps de repos ne sont pas suffisamment respectés, une accumulation de cette fatigue peut se produire : on parlera donc de fatigue chronique (Dupont et al., 2010). Cette partie consistera à détailler brièvement les effets de la fatigue résiduelle sur l'organisme des footballeurs puis à comprendre le rôle de la fatigue chronique dans la survenue des blessures.

1.2.2.1 - Effets de la fatigue résiduelle

Après avoir simulé les efforts représentatifs de ceux produits lors d'un match, certains auteurs ont remarqué des signes de fatigue qui persistaient jusqu'à 72h après le début de l'activité physique (Ascensão et al., 2008; Thomas et al., 2017). Le niveau d'activation volontaire (permettant d'estimer le niveau de fatigue centrale d'un athlète) était par exemple affecté jusqu'à 48h après l'exercice, tandis que les fonctions périphériques étaient affectées de manière encore plus longue (après 72h). Selon plusieurs études, il a aussi été prouvé que les capacités de sprint et de saut sont elles aussi toujours altérées 72h après un protocole de fatigue répliquant les efforts d'un match (Ascensão et al., 2008; Silva et al., 2018; Thomas et al., 2017). D'autres auteurs ont d'ailleurs constaté que les altérations physiologiques et les dommages musculaires à la suite d'un vrai match (à 11 contre 11) étaient supérieures à celles d'un protocole de fatigue simulant un match ou à celles d'un test navette intermittent (Figure 7) (Magalhães et al., 2010; Silva et al., 2018).

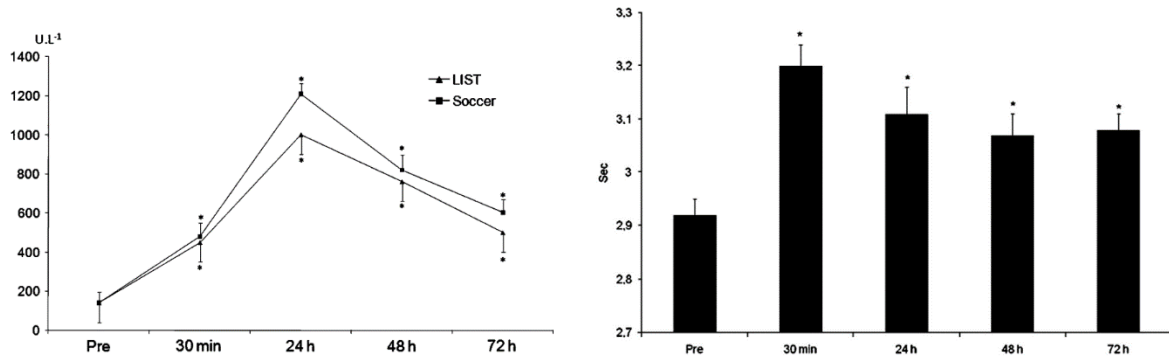


Figure 7 – A gauche, évolution de la quantité de créatine kinase dans le plasma, un des marqueurs de dommage musculaire, avant et après deux protocoles de fatigue : un test navette intermittent (« LIST ») et un match réel (« Soccer »), d’après Magalhães et al. (2010). A droite, évolution des performances en sprint (temps en secondes sur 20 mètres), avant et après un match réel, d’après Ascensão et al. (2008).

Cela peut s’expliquer par le fait que lors d’un vrai match, les joueurs doivent produire plus d’actions techniques de manière inattendue (passes, tacles, etc.). Il a aussi été démontré que les capacités musculaires des ischio-jambiers étaient plus altérées que celles des quadriceps après 72h, mettant encore une fois en danger de lésion ce groupe musculaire (Silva et al., 2018). Ces mêmes altérations ont également été observée chez des joueuses féminines, même si leurs capacités en sprint et en CMJ étaient de retour à la normale après 48h (Goulart et al., 2022). Plusieurs raisons peuvent expliquer la persistance de ces altérations jusqu’à plusieurs jours après l’activité : la déshydratation, la diminution des stocks de glycogène, les dommages musculaires ou encore la fatigue mentale (Nedelec et al., 2012). Il est aussi important de noter que l’amplitude et la nature de ces altérations peut énormément varier en fonction de l’activité pratiquée (match réel vs simulé), du contexte du match et des individus (Nedelec et al., 2012; Oliver et al., 2014).

1.2.2.2 - Fatigue chronique et incidence de blessures

En plus de la fatigue aigüe accumulée en fin de match ou en fin d’entraînement, les joueurs sont également soumis à une fatigue différée provoquée par une charge de travail élevée et un calendrier toujours plus chargé entre les coupes nationales,

européennes et internationales. Les meilleurs joueurs de football professionnels participent en effet à un nombre de matchs pouvant aller jusqu'à 60 par saison (Carling et al., 2012). Cette augmentation du nombre de matchs par saison a forcément induit une réduction du nombre de jours entre deux matchs, et les joueurs sont désormais soumis à des périodes de fortes sollicitations, que l'on peut définir comme une période où les joueurs jouent plusieurs matchs d'affilée espacés de 4 jours ou moins. Pour certains joueurs du top niveau européen, ces périodes de fortes sollicitations représentent jusqu'à 74% de la saison (FIFPRO, 2023). D'autres joueurs réalisent par exemple 20 matchs d'affilée espacés de moins de 5 jours, sachant que ces joueurs participent évidemment à des séances d'entraînement entre deux matchs. Cela est aussi à mettre en relation avec le fait que les pauses estivales, censées être le seul moment de la saison où les joueurs sont totalement au repos ou presque, sont de plus en plus courtes dans les clubs professionnels, alors qu'une période minimale de 28 jours est recommandée (FIFPRO, 2023). En résumé, les intervalles de temps entre les matchs, notamment pour les joueurs internationaux, deviennent de plus en plus réduites.

Nous ne nous focaliserons pas ici sur la relation entre ces périodes de fortes sollicitations et la performance physique des joueurs en match mais plutôt sur le lien entre ces périodes et l'incidence de blessure. De nombreuses études ont par exemple démontré qu'il existait une incidence de blessure plus élevée lorsque les joueurs étaient soumis à des périodes de fortes sollicitations. Une plus grande incidence de blessures (musculaires notamment) a été observée lors des matchs espacés de 4 jours de repos ou moins, en comparaison avec les matchs espacés de 6 jours ou plus (Bengtsson et al., 2013). Cette dernière étude est l'une des plus qualitative sur le sujet étant donné que les données récoltées sont issues de plusieurs championnats et sur plusieurs saisons. En comparant les incidences de blessures d'un club professionnel de Ligue 1 durant deux saisons, d'autres auteurs ont trouvé que les joueurs qui participaient à 2 matchs par semaine avaient une incidence de blessure 6 fois plus élevée en

comparaison à ceux qui ne participaient qu'à un seul match par semaine, bien qu'aucune baisse de performance n'ait été observée entre les deux conditions. Cela a mené les auteurs à conclure qu'un intervalle de 72h ou 96h entre deux matchs était suffisant pour maintenir une performance physique similaire, bien que cela ne suffise pas à diminuer l'incidence de blessure. Une récente revue de littérature sur ce sujet (Page et al., 2023) a également conclu que les périodes de fortes sollicitations augmentaient l'incidence de blessures. Ces résultats suggèrent qu'une période de repos non adaptée entre deux matchs entraîne une accumulation fatigue qui augmente le risque de blessure (Dupont et al., 2010). Cependant, d'autres auteurs n'ont, eux, trouvé aucune différence dans l'incidence de blessure chez un club professionnel entre les périodes ou l'intervalle entre deux matchs étaient de 3 jours ou moins et celles où il était supérieur à 4 jours (Carling et al., 2010). Ces résultats en contradiction avec les études citées auparavant peuvent possiblement être expliquées par les stratégies de turn-over (rotation des joueurs jouant les matchs au sein de l'équipe) mises en places par les staffs lors de périodes de fortes sollicitations (Carling et al., 2012). Nous pouvons aussi faire l'hypothèse que les efforts demandés à l'entraînement lors de ces périodes de fortes sollicitations seraient moindres qu'en temps normal, afin d'adapter la charge totale d'entraînement. Cette hypothèse est en accord avec les travaux de Dellal et al. (2015) qui ont reporté, lors des périodes de fortes sollicitations, une incidence de blessure plus élevée que la normale en match, mais une incidence inférieure à la normale lors des entraînements. Il est à noter qu'au cours de la saison, il existe des moments où la fatigue aigüe et la fatigue chronique se superposent, alors qu'elles représentent toutes les deux des facteurs de risque de blessures importants difficiles à séparer (Meister et al., 2014). Dans l'idéal, il serait donc nécessaire de suivre prioritairement les joueurs qui ont réellement participé à plusieurs matchs d'affilés, tout en considérant le contenu des séances d'entraînement de ces joueurs sur ces périodes.

Résumé

- La fatigue aiguë provoquée par les efforts intermittents et intenses en football (courses à hautes intensités, changements de direction, décélérations, etc.) est à la fois centrale et périphérique. Elle provoque de nombreuses altérations qui mettent en danger l'intégrité physique du joueur. Ces perturbations représentent donc un facteur de risque important et potentiellement responsable de nombreuses blessures, y compris parmi les plus récurrentes en football.
- Les efforts physiques nécessaires lors d'un match sont également à l'origine d'une fatigue résiduelle affectant notamment les performances physiques et le contrôle moteur des joueurs jusqu'à 72h après un match.
- Plusieurs études ont démontré que les périodes de fortes sollicitations (i.e. quand l'intervalle de temps entre deux matchs était de quatre jours ou moins) étaient liés à une augmentation de l'incidence de blessure. Un intervalle de temps trop faible entre les matchs est donc associé à une accumulation de fatigue, ce qui, par répercussion, induit un risque accru de blessure.

1.3 - Méthodes actuelles de quantification de la fatigue et de la charge de travail

Il est donc établi que la fatigue constitue un facteur de risque important de blessure dans le football de haut niveau. Par conséquent, nous allons à présent nous intéresser au lien entre fatigue et charge de travail, ainsi qu'aux outils actuellement utilisés sur le terrain pour estimer la fatigue des joueurs. Enfin, nous verrons quelles sont les limites inhérentes à ces stratégies de quantification.

1.3.1 - Charge de travail, fatigue et adaptations

La charge de travail (ou charge d'entraînement) peut être définie comme l'ensemble cumulé des contraintes et efforts placés sur un individu durant les sessions d'entraînement et les matchs (Gabbett et al., 2014). La relation entre cette charge de travail et les blessures en football a évidemment fait l'objet de nombreuses études, Banister et al. (1976) étant les premiers à proposer une modélisation de type stimulus-réponse. Ainsi, selon ce modèle, la charge d'entraînement (stimulus) induit pour chaque athlète deux types d'adaptations (réponses) : une positive (l'augmentation de la forme/condition physique) et une négative (par exemple la fatigue). Le but d'une programmation d'entraînement serait donc en théorie d'essayer de générer le plus possible d'adaptations positives tout en limitant les conséquences négatives de la charge de travail (fatigue, blessures, surentraînement), ce qui représente aujourd'hui un défi majeur compte tenu des demandes physiques très élevées des matchs actuels.

Durant une saison complète, les charges d'entraînement varient selon différents critères comme la durée, l'intensité ou le type d'exercices pratiqués afin de répondre au mieux à des compétitions et échéances sportives ciblées. Ces variations ont logiquement pour conséquence d'augmenter ou de diminuer la forme et la fatigue des

joueurs de manière collective mais aussi de manière individuelle. Une augmentation de la forme va induire des adaptations positives sur le joueur (plus de force, plus de résistance à l'effort, etc.) tandis qu'une augmentation de la fatigue va induire un grand nombre d'altérations (comme vu précédemment) menaçant l'intégrité du joueur (Figure 8).

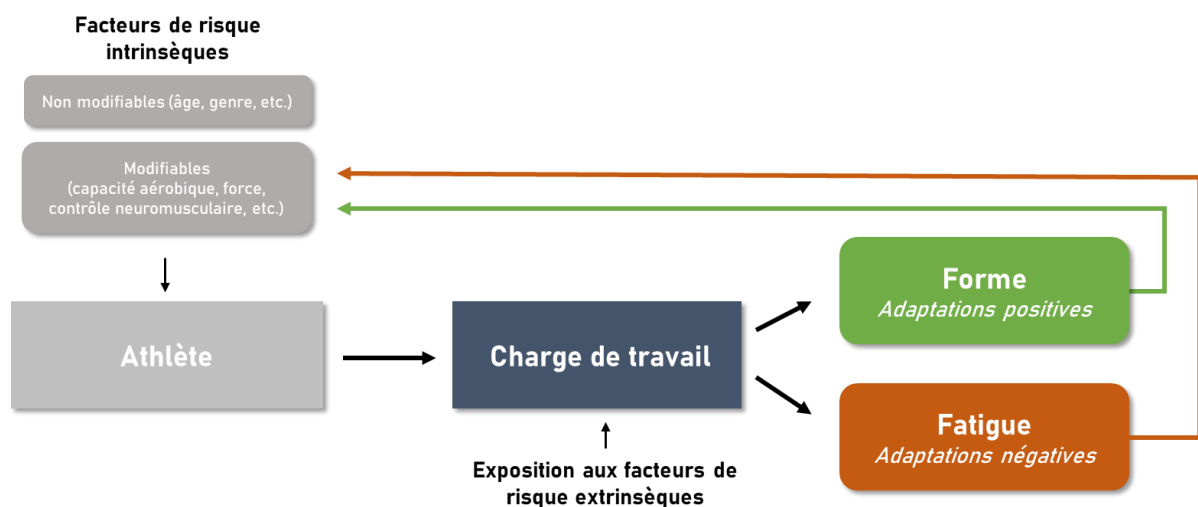


Figure 8 - Modèle théorique simplifié liant charge de travail, fatigue et forme, adapté d'après Windt et al. (2017)

La charge d'entraînement doit préparer au mieux les joueurs en provoquant des adaptations positives sur leurs systèmes cardiovasculaires et musculo-squelettiques afin de répondre aux demandes physiques en constante augmentation. Cette charge doit donc être augmentée, sans aggraver le risque de sur-fatigue et de blessure associée. Les mécanismes d'adaptation sous-jacents à la charge d'entraînement doivent donc être mieux appréhendés afin de permettre une quantification individualisée et précise de cette charge. Il est important de comprendre qu'une mauvaise estimation de la charge d'entraînement peut induire une mauvaise estimation de la fatigue (Windt & Gabbett, 2017). Nous allons maintenant nous intéresser aux différentes composantes de cette charge.

1.3.2 - Les différentes composantes de la charge de travail

De nouvelles manières de quantifier et de surveiller la charge de travail des équipes sont apparues ces dernières années. Cette dernière, peut se décomposer en deux entités : la charge interne et la charge externe. La charge externe correspond au travail, aux tâches accomplies par l'athlète, comme un nombre de kilomètres parcourus, un nombre de secondes passées au-dessus d'un certain seuil de vitesse, un nombre d'accélération par session, etc. Elle permet de se rendre compte des capacités physiques de l'athlète. La charge interne, elle, correspond aux changements de variables physiologiques induits par cette charge externe, comme par exemple le rythme cardiaque d'un athlète (en réponse à une certaine distance parcourue). La charge interne permet donc de rendre compte des efforts demandés aux athlètes et de l'adaptation physiologique associée. La charge interne peut être vue comme une conséquence de la charge externe qui agit comme un stimulus physique (Scott et al., 2013). La combinaison de ces deux types de charges permet donc d'avoir des indications sur l'état de forme d'un athlète : une différence notable entre ces deux variables peut être un signe de fatigue chez l'athlète. Il est par exemple possible d'imaginer que pour une même charge externe (un même exercice physique, e.g. 5km parcourus), un athlète en situation de fatigue aura une charge interne supérieure (rythme cardiaque moyen plus élevé, plus grande consommation d'oxygène, etc.) que ce même athlète en état de forme optimale (Thorpe et al., 2017).

D'après Vanrenterghem et al. (2017), chacune de ces charges (externe et interne) peut être elle-même décomposée en deux parties : une cardiovasculaire et une musculo-squelettique (Figure 9).

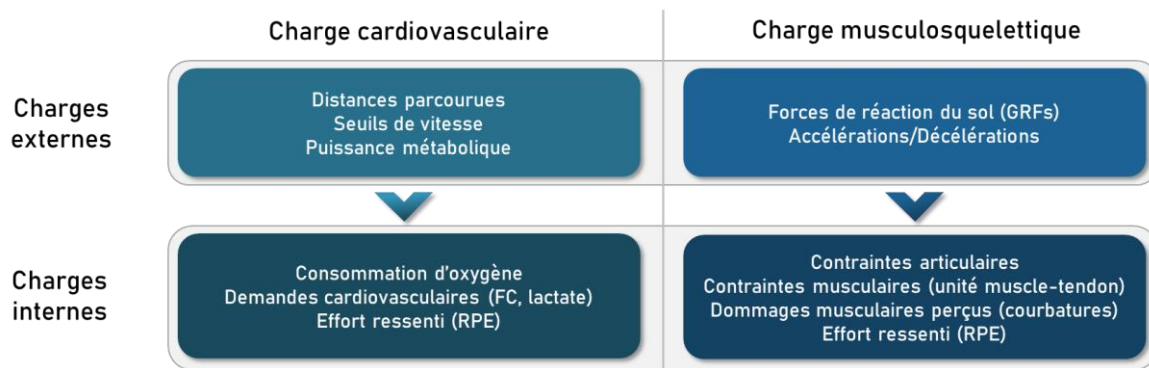


Figure 9 - Décomposition de la charge d'entraînement selon une charge cardiovasculaire et une musculo-squelettique et les différents moyens de mesure associés (adapté d'après Vanrenterghem et al., 2017)

Cette séparation est encore peu utilisée dans le sport de haut niveau mais elle l'est plus dans le domaine de la réadaptation. Elle permet de mieux estimer les adaptations (positives et négatives) induites par l'entraînement, ces deux « systèmes » ne réagissant pas de la même manière selon l'exercice pratiqué. Ainsi, la partie cardiovasculaire concerne l'ensemble des adaptations « métaboliques » induite par l'entraînement, tandis que la partie musculo-squelettique concerne l'ensemble des adaptations « mécaniques ». Une tâche de pédalage par exemple sollicitera beaucoup plus le système cardiovasculaire que le système musculo-squelettique (les impacts étant faibles lors de cet exercice). A l'inverse, un entraînement de football avec du jeu réduit en opposition induira beaucoup plus de variations de directions, de vitesses, d'accélérations et de décélérations dues à une plus grande concentration de joueurs par espace/surface. C'est le système musculo-squelettique qui serait ici le plus impacté (Gaudino et al., 2014).

Pour vérifier cette hypothèse, Gaudino et al. (2014) ont étudié les demandes cardiovasculaires/métaboliques (i.e. la distance parcourue à plus de 20km/h) et les demandes musculo-squelettiques/mécaniques (estimée par la somme des accélérations et décélérations) sur deux exercices de jeu réduit (possession type « passe à 10 » et opposition type « match ») sur des terrains de 3 tailles différentes : un 5 vs 5

sur un terrain de 30 x 30m (surface par joueur de 75m²), un 7 vs 7 sur un terrain de 45 x 35m (surface par joueur de 98m²) et enfin un 10 vs 10 sur un terrain de 65 x 45m (surface par joueur de 135m²). Ils ont remarqué une augmentation linéaire de la distance parcourue à très haute vitesse en fonction de la taille du terrain (les plus grands espaces permettant aux joueurs d'atteindre une plus grande vitesse et pendant un temps plus long), et à l'inverse une augmentation linéaire du nombre d'accéléérations/décélérations plus la surface par joueur était petite (Figure 10).

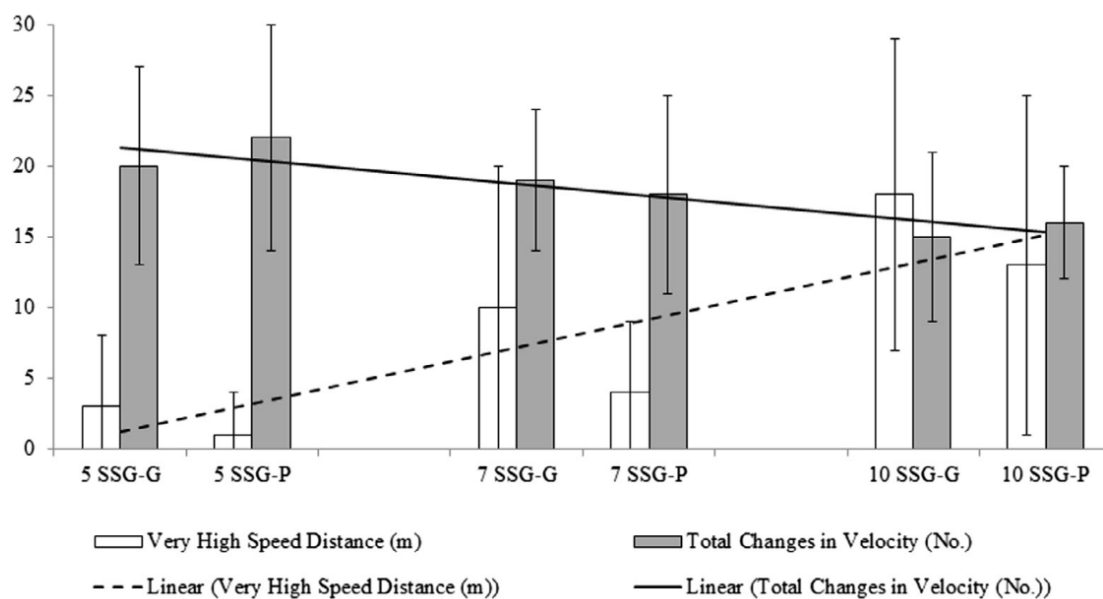


Figure 10 - Distance (m) parcourue à haute vitesse (> 20 km/h, barres blanches) et nombre d'accéléérations et décélérations (barres grises) pour chaque condition, d'après Gaudino et al. (2014). 5 SSG-G = opposition réduite type match à 5 vs 5 ; 5 SSG-P = jeu de possession à 5 vs 5 ; 7 SSG-G = opposition réduite type match à 7 vs 7 ; 7 SSG-P = jeu de possession à 7 vs 7. 10 SSG-G = opposition réduite type match à 10 vs 10 ; 10 SSG-P = jeu de possession à 10 vs 10.

Un type particulier d'exercice sollicite donc de manière différente la charge cardiovasculaire et la charge musculo-squelettique. Il est donc important de différencier ces deux types de charges car elles représentent deux systèmes distincts qui ne réagissent pas de la même manière selon les efforts/les exercices demandés, et qui n'ont pas les mêmes conséquences en termes de récupération (Figure 11). La fatigue de chaque joueur peut donc également être décomposée en deux éléments :

la fatigue cardiovasculaire et la fatigue musculo-squelettique. Cette dernière paraît être la plus importante à estimer car elle est à l'origine des blessures les plus communes en football (lésions musculaires, fracture de fatigue, tendinopathies, etc.) (Vanrenterghem et al., 2017).

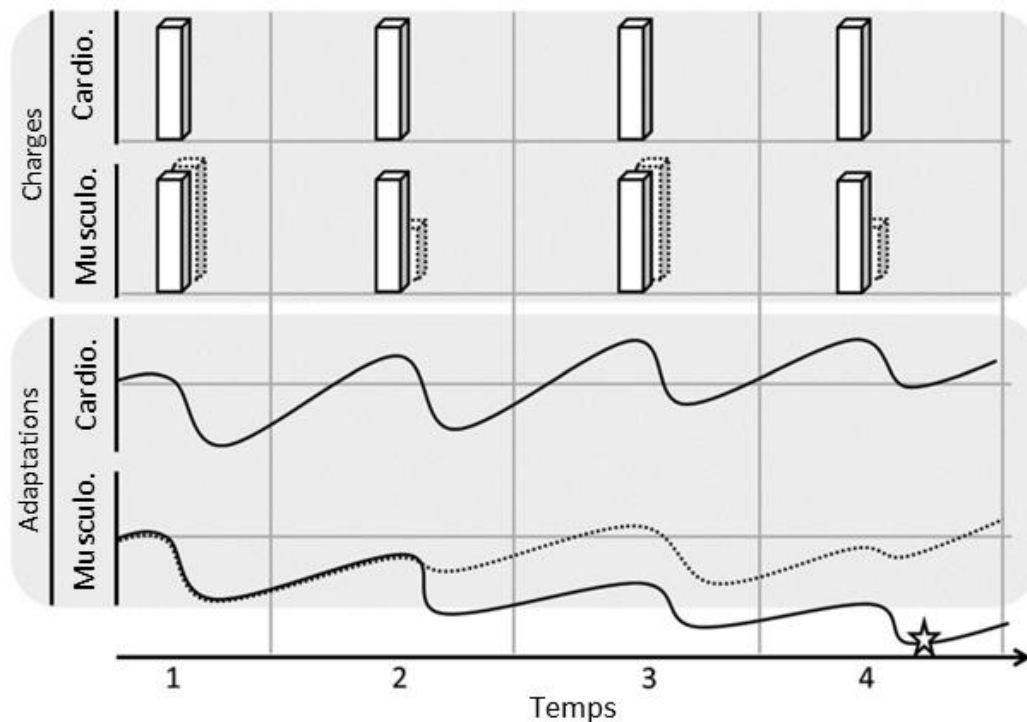


Figure 11 - Exemple théorique montrant l'impact d'une dissociation des charges musculo-squelettique (« Musculo ») et cardiovasculaire (« Cardio ») appliquées, et leurs adaptations sous-jacentes, adapté d'après Vanrenterghem et al., (2017). Dans le premier cas, la même charge est appliquée aux deux systèmes (barres pleines). Cette charge induit des adaptations bénéfiques sur le système cardiovasculaire (ligne pleine « Cardio » qui augmente) mais elle est trop importante pour le système musculo-squelettique dont la résistance décroît, les temps de récupération étant trop courts (ligne pleine « Musculo » qui diminue), allant jusqu'à un possible risque de lésion (étoile). Dans le deuxième cas (barres et lignes pointillées), la charge musculo-squelettique est réduite aux temps 2 et 4 (grâce à la mise en place d'un exercice type cyclisme par exemple), ce qui permet de rallonger le temps de récupération et de provoquer des adaptations positives.

Cette différenciation est nécessaire afin de comprendre les logiques des boucles d'entraînement-adaptation. Cela permet d'observer l'efficacité du programme prévu, et son assimilation par le joueur (s'il a induit de la fatigue ou s'il a augmenté la forme du joueur). Sans une estimation précise des adaptations induites par l'entraînement sur

chacun de ces systèmes, les staffs s'exposent à un risque de sur- ou sous-entraînement pouvant mener à des blessures (Gaudino et al., 2014).

Le paradoxe provoqué par la charge d'entraînement (pouvant à la fois provoquer des adaptations positives mais aussi négatives) met donc en lumière le fait que cette charge d'entraînement doit être établie avec la plus grande précision. D'où l'intérêt de mesurer le plus précisément possible les charges interne et externes ainsi que chacune de leur composante (cardiovasculaire et musculo-squelettique). Nous allons donc maintenant nous intéresser aux outils et méthodes aujourd'hui utilisés pour quantifier ces différentes charges.

1.3.3 - Outils de mesure de la charge de travail

Les récentes avancées technologiques ont permis le développement d'outils portables utilisables en continu sur le terrain. Ces derniers sont aujourd'hui utilisés par les staffs des équipes professionnelles afin de suivre et de quantifier la charge de travail et d'optimiser la planification de l'entraînement (Seshadri et al., 2019). Dans les sections suivantes, nous passerons en revue les outils permettant de quantifier la charge de travail cardiovasculaire (interne et externe) et la charge de travail musculo-squelettique (interne et externe également), ainsi que les limites méthodologiques de ces dispositifs.

1.3.3.1 - Quantification de la charge de travail interne

Premièrement, il est possible de quantifier la charge interne d'un joueur en prenant en compte sa perception de l'effort (« Rate of Perceived Exertion » ou RPE). Cette méthode consiste à recueillir le ressenti de l'athlète après la fin de l'effort, la plupart du temps sur une échelle de 1 à 10 (échelle de Borg). Cette méthode a été jugée fiable pour des exercices à intensité constante ou des exercices cycliques et répétitifs mais elle perd en efficacité lorsqu'il s'agit d'activités de courtes durées à haute intensité ou lorsque l'intensité est variable (comme en football par exemple) (Lambert & Borresen, 2010). Pour plus de précision, il est donc aussi possible de multiplier le RPE d'un joueur par son temps passé en activité (en minutes) en calculant le s-RPE (session Rate of Perceived Exertion), ce qui fournit donc une estimation de la charge interne du joueur normalisée par le temps.

Il est aussi possible d'estimer la charge interne en analysant le rythme cardiaque du joueur. La fréquence cardiaque renseigne également sur la consommation d'oxygène lors d'un exercice d'intensité légère à maximale, les deux étant liés de manière linéaire (Hopkins, 1991). Esposito et al. (2004) ont démontré qu'il existait bien une forte corrélation ($R = 0,984$) entre la consommation d'oxygène et la fréquence cardiaque

dans une activité répliquant les efforts demandés en football sur un terrain réel (Esposito et al., 2004). L'étude de la fréquence cardiaque chez les joueurs de football est donc très répandue étant donné sa facilité de mise en place, sa fiabilité et sa forte corrélation avec la consommation d'oxygène. Plusieurs variables peuvent être extraites de l'étude de la fréquence cardiaque comme le pourcentage de la fréquence cardiaque maximale de l'athlète, la relation entre la fréquence cardiaque de l'athlète et sa perception de l'effort, ou encore la vitesse avec laquelle la fréquence cardiaque retourne à sa valeur de repos après un effort (Halson, 2014). La majorité de la littérature sur le sujet a utilisé la fréquence cardiaque maximale pour normaliser l'intensité d'un exercice. Or, il serait préférable d'exprimer cette intensité en relation avec la fréquence cardiaque de réserve, cette dernière permettant de faciliter les comparaisons inter-individuelles (Alexandre et al., 2012). De plus, certains clubs professionnels utilisent pour quantifier la charge interne de leurs joueurs un outil appelé «TRIMP» (pour training impulse). Son calcul consiste à multiplier la moyenne de la fréquence cardiaque d'un joueur sur une session d'entraînement par la durée de la session d'entraînement (Akubat et al., 2018; Halson, 2014; Manzi et al., 2009; Vanrenterghem et al., 2017). Il est également possible de s'intéresser à différents seuils de fréquence cardiaque (élevée, modérée, au repos, etc.). Il existe plusieurs versions de cette méthode de calcul avec des seuils de fréquence cardiaque qui diffèrent selon les études. Cette méthode est basée sur le postulat que la fréquence cardiaque est un bon indicateur de l'intensité d'un exercice (Halson, 2014; Lambert, 2010; Manzi et al., 2009). Enfin, il existe aussi des méthodes permettant d'estimer la charge interne d'un joueur en fonction de sa concentration en lactate dans le sang, en étudiant la qualité et la quantité de son sommeil, ou encore à l'aide de questionnaires (Halson, 2014).

Mais cette charge de travail interne se décompose elle aussi en deux parties. Les méthodes d'estimation de la charge interne citées ci-dessus permettent surtout d'estimer la charge interne cardiovasculaire, c'est-à-dire le coût métabolique et donc principalement la consommation d'oxygène et la charge cardiaque.

Pour ce qui est de la charge interne musculo-squelettique, cette dernière est plus difficilement estimable puisqu'elle nécessite de connaître les conséquences d'un exercice donné sur les articulations, les ligaments et les tissus/structures musculaires : seules des modélisations computationnelles effectuées en laboratoire permettent d'obtenir les position articulaires (à l'aide d'un système de capture du mouvement), les forces externes (à l'aide de PFF) et les activités musculaire (grâce à de l'EMG) permettent d'obtenir ces données (Saxby et al., 2016).

Néanmoins, il existe différentes manières indirectes de mesurer cette charge interne musculo-squelettique. Il est par exemple possible, là encore, de se servir de la perception de l'effort (RPE) pour l'estimer. Pour cela, il suffit de demander aux joueurs à quel point la séance a été dure pour leur « respiration » et pour leurs « membres inférieurs » (Weston et al., 2015). Cela permet d'obtenir deux RPEs, estimant respectivement la charge interne cardiovasculaire et la charge interne musculo-squelettique (Vanrenterghem et al., 2017). Il est également possible d'estimer cette charge interne musculo-squelettique en quantifiant le degré de courbatures d'un athlète, ces dernières traduisant les efforts musculaires fournis. Cependant, la répétition des séances d'entraînement effectuée par les athlètes de haut niveau peut mener à un degré faible, voire à une absence de courbatures, ce qui remet en cause la fiabilité de cet indicateur. Enfin, l'estimation de la charge interne musculo-squelettique est aussi réalisable en mesurant le taux de créatine kinase (CK) dans le sérum sanguin, ce dernier étant un marqueur sanguin des dommages musculaires (Abaïdia, 2017). Cependant, sa mesure reste aujourd'hui invasive et compliquée à mettre en place de manière répétée. De plus, de manière similaire au ressenti des courbatures, la répétition des efforts et des séances d'entraînement peut influencer la fiabilité des résultats (Vanrenterghem et al., 2017).

Il peut donc être difficile de quantifier de manière directe la charge interne d'un joueur, qu'elle soit cardiovasculaire ou musculo-squelettique. Des estimations fiables peuvent être effectuées en ce qui concerne la charge interne cardiovasculaire (notamment grâce à la mesure de la FC), mais seule l'utilisation d'une échelle RPE permet aujourd'hui l'estimation de la charge interne musculo-squelettique de manière répétée (Vanrenterghem et al., 2017).

1.3.3.2 - Quantification de la charge de travail externe

La quantification de la charge externe cardiovasculaire s'effectue depuis des années à l'aide de balises GPS portées par les joueurs lors des entraînements et des matchs. Les systèmes GPS permettent d'obtenir en premier lieu des variables comme la distance parcourue ou la vitesse moyenne (ex : 300 m à 12 km/h de moyenne). Ces données sont appelées données de type 1 par certains auteurs car elles correspondent aux données les plus basiques (Buchheit & Simpson, 2016). Les variables de vitesse et distance parcourue sont ensuite utilisées pour estimer la consommation énergétique d'un joueur à l'aide d'équations de « puissance métabolique » (Vanrenterghem et al., 2017). Ces estimations sont valides et précises pour les sports où les joueurs se déplacent à vitesse constante, car le coût énergétique de ces activités est bien établi. En revanche, lors d'activités comme le football qui incluent de nombreuses accélérations et décélérations ainsi que des efforts intermittents, ces équations démontrent de nombreuses limites. En effet, les technologies GPS ne permettent pas de quantifier efficacement les mouvements tels que des changements de direction, reprises d'appui, ou dribbles alors qu'ils sont très fréquents dans les sports de gazon ou dans les sports de salles sur petits terrains (Aughey, 2011). Il est donc difficile d'estimer avec précision le coût métabolique (et donc la charge externe cardiovasculaire) d'une session de football étant donné sa nature intermittente.

La plupart des systèmes de suivi GPS actuels sont également équipés de centrales inertielles, permettant la mesure de nouvelles variables. Les centrales inertielles sont des capteurs composés de 3 accéléromètres, de 3 gyroscopes et éventuellement de magnétomètres qui permettent ainsi de mesurer les orientations, les accélérations linéaires et les vitesses angulaire subies. Ces données peuvent être qualifiées de type 2 car elles sont relatives aux changements de vitesse : accélérations, décélérations et changements de directions (ex : 4 accélérations au-dessus de 3 m.s^{-2} pour une distance de 200m parcourue). La précision de ces outils dépend de nombreux facteurs tels que la fréquence d'acquisition, l'activité pratiquée, les conditions extérieures etc. (Coutts & Duffield, 2010; Schot et al., 2013)

La charge externe musculo-squelettique peut être estimée à partir des forces de réactions du sol (GRF) endurées par le joueur lors de sa pratique. Ces forces sont responsables des efforts mécaniques subis par les tissus et les articulations. En effet, les joueurs de football pouvant subir jusqu'à 500 accélérations et décélérations en un seul match, les GRF produits par les nombreux impacts et propulsions induisent des dommages importants aux tissus/structures musculaires (Vanrenterghem et al., 2017). La mesure de ces GRF s'effectue habituellement à l'aide de plateformes de force (PFF) et c'est pourquoi il est difficile de les mesurer sur le terrain, à l'extérieur d'un laboratoire, en situation réelle de jeu.

Pour contourner ce problème et estimer ces GRF, les chercheurs et praticiens se sont donc portés sur des mesures d'accélérations basées sur la seconde loi de Newton. En effet, Le produit de la masse par l'accélération du centre de masse d'un athlète est égal à la somme des forces externes subies par cet athlète. Ainsi, à l'aide de centrales inertielles intégrées aux systèmes de balises GPS décrits auparavant, de nombreuses recherches ont tenté d'estimer la charge externe d'un athlète à partir de ses accélérations, en estimant des « forces » et des « impacts » (Akubat et al., 2018; Steve Barrett et al., 2016; Page et al., 2015, 2016; Sampson et al., 2019; Wilmes et al., 2023).

De multiples variables ont donc été établies par les fabricants de ces systèmes GPS/centrales inertielles comme « Playerload » ou encore « ForceLoad ». Ces variables sont censées estimer la charge musculo-squelettique à l'aide de la somme des accélérations subies par un joueur lors d'une séance (dans les trois directions de l'espace). Ces données (comme des impacts en G ou une asymétrie de production de force) peuvent être qualifiées de type 3 car ce sont des données dérivées des systèmes de centrales inertielles/accéléromètres.

Les données de type 1 (distances parcourues et vitesses atteintes) sont moins utiles car elles dépendent plus du type d'exercice et d'entraînement que de l'état de forme réel du joueur. En revanche, les données de type 3 sont plus indépendantes de l'activité du joueur sur le terrain, elles ont plus de potentiel pour détecter la fatigue des joueurs car elles permettent d'avoir une idée de la charge musculo-squelettique endurée (sur les muscles de la cuisse et de la jambe notamment) (Buchheit & Simpson, 2016). La charge mécanique que subissent les structures musculo-squelettiques du membre inférieur est en effet fortement corrélée aux intensités des GRF qui doivent être absorbées de manière répétée par le joueur sur le terrain (Vanrenterghem et al., 2017).

Le problème, c'est que ces variables, qui sont donc les plus importantes pour les coachs, sont aussi les moins fiables et doivent donc être interprétées avec plus de prudence (Buchheit & Simpson, 2016). En effet, bien que les estimations faites par ces centrales inertielles se révèlent valides dans certaines conditions comme un sprint de 15 ou 30 mètres (Aughey, 2011), elles montrent des limites dans des conditions réelles de jeu. Il a notamment été démontré que les données fournies par les accéléromètres manquent de fiabilité pour leur application dans les sports d'équipe (Buchheit & Simpson, 2016; Scott et al., 2016), pour des tâches spécifiques au football (Portas et al., 2010), ainsi que pour des tâches de changement de direction (Jennings et al., 2010).

Ces limites peuvent éventuellement s'expliquer par le fait que ces centrales inertielles sont placées dans le dos des joueurs. Elles estiment les accélérations du corps entier en se basant sur celles du tronc, ce qui est perfectible et ne correspond pas aux spécificités du football où les membres inférieurs sont les plus sollicités (Bastiaansen et al., 2022; Vanrenterghem et al., 2017). Ainsi, lors d'une étude comparant la charge calculée à l'aide de l'indicateur Playerload à la charge calculée à l'aide d'un système de centrales inertielles placées sur les membres inférieurs (aux niveaux de la hanche, de la cuisse et du tibia), des différences significatives sont apparues entre ces deux méthodes (Bastiaansen et al., 2022). En effet, que ce soit lors de courses en ligne droite ou de tests d'agilité, les accélérations/décélérations aux niveaux de la hanche ou du genou étaient systématiquement supérieures (et parfois jusqu'à deux fois plus importantes) que l'ensemble des accélérations/décélérations au niveau du tronc, représenté par l'indicateur PlayerLoad. De manière similaire, une autre étude a cherché à quantifier la charge mécanique au niveau de la hanche à l'aide de centrales inertielles placées sur le pelvis et sur chaque cuisse (Wilmes et al., 2023). Cette charge, dénommée « Hip Load », a ensuite été comparée à Playerload dans différentes activités : des courses de type « navette » à basse (9 km/h) et haute (14 km/h) vitesses, incluant ou non des tirs vers un but, ainsi que des sauts. Les résultats démontrent une charge significativement supérieure pour « Hip Load » par rapport à Playerload lors des exercices à haute intensité, lors de ceux incluant un tir, ainsi que lors des exercices incluant des sauts (Figure 12). Cela démontre que l'indicateur « Hip Load » semble plus sensible à l'augmentation de l'intensité de l'exercice et aux activités spécifiques au football (tirs et sauts) que l'indicateur Playerload.

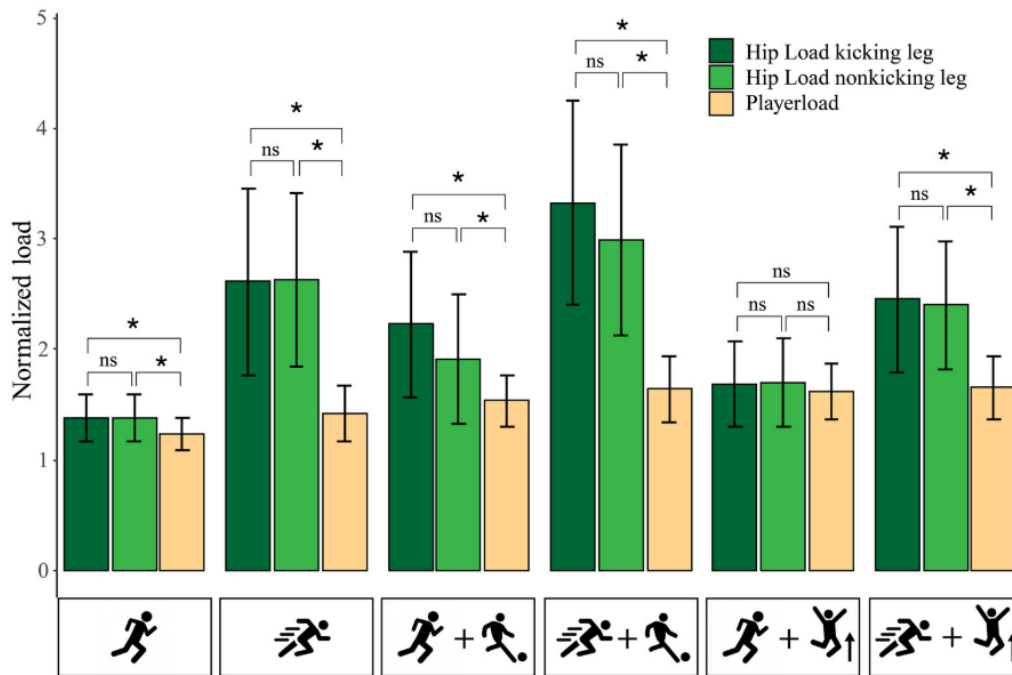


Figure 12 – Charge de travail estimée par Playerload (en jaune), par Hip Load sur le membre inférieur dominant (en vert foncé) et par Hip Load sur le membre inférieur non dominant (en vert clair) lors des exercices suivants (de gauche à droite) : course à basse vitesse, course à haute vitesse, course à basse vitesse avec tir, course à haute vitesse avec tir, course à basse vitesse et saut, course à haute vitesse et saut (d’après Wilmes et al., 2023). Les valeurs ont été normalisées en fonction du maximum obtenu pour chaque outil et pour chaque participant afin de pouvoir comparer les résultats.

Ces études démontrent donc que les accélérations du tronc (i.e. Playerload) ne sont pas corrélées à celles des membres inférieurs et ne représentent pas avec justesse les spécificités des efforts en football. Selon ces auteurs, une combinaison des deux types de mesure semble être la meilleure option possible pour quantifier précisément la charge externe musculo-squelettique.

De plus, il existe également de grandes différences de mesure entre les systèmes de GPS des fabricants (Buchheit & Simpson, 2016), mais aussi des incohérences et erreurs dans les accélérations recensées entre plusieurs systèmes GPS d’une même marque. Cela peut être dû à des changements logiciels et des mises à jour fréquentes. Ce postulat remet donc en cause la fiabilité d’utilisation des systèmes GPS/centrales inertielles pour une équipe de haut niveau (Buchheit, 2014). Les erreurs d’accélérations

fournies par les données GPS peuvent également s'expliquer par la durée de la fenêtre temporelle prise en compte pour les calculer ou par la manière de filtrer le signal accélérométrique.

Ces nombreuses limites démontrent que les indicateurs liés aux accélérations/décélérations, s'ils sont utilisés seuls, ne sont pas adaptés à la quantification de la charge externe musculo-squelettique. En résumé, les technologies actuellement employées sur le terrain permettent d'estimer avec une bonne précision la charge externe cardiovasculaire, mais il n'existe aujourd'hui aucun réel consensus sur le type d'outil permettant de quantifier la charge externe musculo-squelettique avec précision et fiabilité (Hader et al., 2019 ; Halson, 2014). Cela est dû au fait que seul un nombre très réduit de ces indicateurs a été scientifiquement approuvé. En revanche, une quantification de la charge externe musculo-squelettique à l'aide des GRF permettrait d'affiner la gestion de la charge d'entraînement pour chaque joueur sur le terrain, y compris dans des tâches spécifiques au football (Lacome et al., 2015).

Après avoir vu quels étaient les différents outils permettant d'estimer chaque charge de travail, il convient maintenant de s'intéresser à la manière dont ils sont utilisés dans le football professionnel pour l'estimation de la fatigue et de l'état de forme des joueurs.

1.3.4 - Méthodologies actuelles de quantification de la fatigue et de l'état de forme

Il existe donc aujourd'hui de nombreux outils permettant d'estimer la charge de travail des joueurs au cours de la saison. Cependant, ces données, exploitées de manière isolée, relatent uniquement les efforts fournis par les joueurs mais n'ont aucun sens physiologique ou biomécanique. Le défi des staffs professionnels consiste donc à analyser ces données de manière à en tirer des informations sur l'état de forme et de fatigue des athlètes. Il existe de nombreuses méthodes, la recherche dans ce domaine ayant augmenté de manière exponentielle ces dernières années, mais nous nous concentrerons ici sur deux méthodes d'analyse très fréquemment utilisées dans les clubs professionnels : le ratio charge interne/charge externe et le ratio charge aiguë/charge chronique (Andrade et al., 2020; Bourdon et al., 2017).

1.3.4.1 - Rapport entre charge externe et interne

Malgré le nombre grandissant de variables permettant de monitorer la charge de travail des joueurs (distances, fréquence cardiaque, etc.), ces variables, si elles sont utilisées seules, sont très dépendantes du type d'activité demandée par le staff et sont donc peu représentatives d'un état de forme. Pour contourner ce problème, il est possible d'étudier les relations charge externe-charge interne dans leur ensemble (et non chaque charge de manière individuelle) : pour une certaine charge de travail externe (e.g. 10 km à 8,7 km/h de moyenne), nous pouvons nous intéresser à la réponse physiologique associée (e.g. fréquence cardiaque de 143 battements par minute). Cela permet de déduire une « efficacité » pour un joueur et une session donnée. Plus le ratio charge externe-charge interne est élevée, plus ce joueur peut être considéré dans un état de forme optimal, et inversement (Lacome et al., 2015).

Les relations charge externe-charge interne sont différentes pour chaque joueur, elles sont également dépendantes de l'âge ou du poste (Lacome et al., 2015). Ainsi, il est important d'identifier quelles sont les variables de charge externe (par exemple, la distance parcourue à haute vitesse, le nombre d'accélération, etc.) les plus corrélées à la charge interne pour chaque joueur à l'aide de régressions linéaires. Il est ensuite possible de faire des comparaisons intra-individuelles tout au long de l'année (Lacome et al., 2018). Dans l'idéal, il serait nécessaire dans un premier temps d'utiliser les données individuelles d'une demi-saison ou d'une saison entière pour construire une relation charge externe-charge interne avec les meilleurs indicateurs de charge externe (ceux prédisant le mieux la charge interne) pour chaque joueur. Dans un second temps, il est possible d'utiliser cette relation pour monitorer l'état de forme et de fatigue du joueur en comparant par exemple à chaque session la FC prédite (de manière théorique en entrant les différentes variables de charge externe) à la FC réelle (mesurée lors de l'entraînement) (Lacome et al., 2015, 2018). Plus le ratio $FC_{\text{prédite}} / FC_{\text{réelle}}$ est positif, plus l'état de forme du joueur sera bon (Figure 13). Nous pouvons également remarquer sur la figure ci-dessous qu'avec la pratique au cours de la saison, le ratio $FC_{\text{prédite}} / FC_{\text{réelle}}$ augmente.

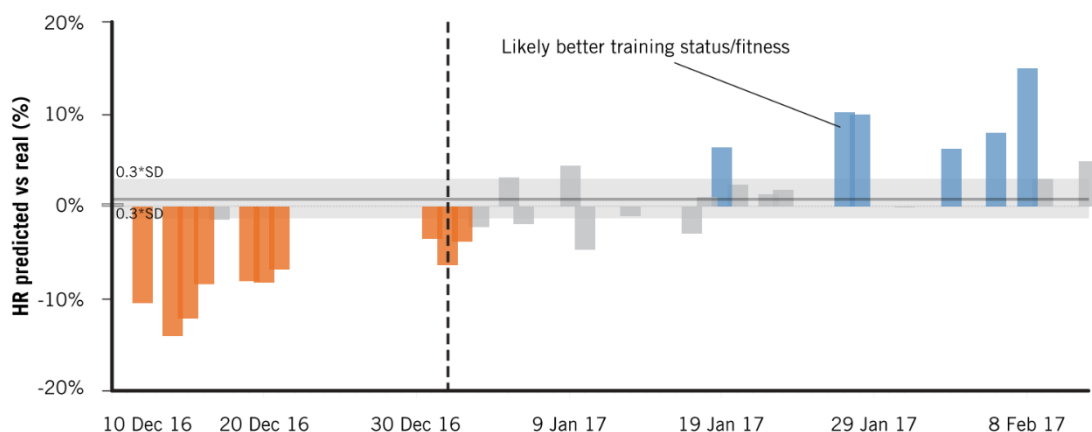


Figure 13 - Evolution du ratio $FC_{\text{prédite}} / FC_{\text{réelle}}$ pour un joueur s'étant blessé en décembre et revenant à l'entraînement collectif au moment de la ligne pointillée noire, d'après Lacome et al., 2018.

Le problème est que ce rapport est la plupart du temps estimé à l'aide de données cardiovasculaires (interne et externe), en calculant par exemple le rapport entre une distance parcourue et la fréquence cardiaque correspondante. Il permet donc d'avoir une information sur l'état de forme métabolique de l'athlète (sur sa fatigue cardiovasculaire), ce qui peut être utile dans un contexte de présaison où le joueur doit améliorer rapidement ses capacités respiratoires après la trêve estivale. En revanche, il renseigne peu sur le niveau de forme et de fatigue du système musculo-squelettique. Le manque d'outils fiables permettant d'estimer la charge musculo-squelettique externe et interne limite donc l'application de cette méthode.

1.3.4.2 - Le ratio de charge aigüe/chronique

Les charges d'entraînement calculées à l'aide des différents outils peuvent aussi être ramenées sous forme de ratio. Ainsi, il est possible de calculer la charge cumulée sur plusieurs semaines ou encore la différence de charge entre deux semaines consécutives. Le ratio « ACWR » (acute: chronic workload ratio) est parmi les plus utilisés (Griffin et al., 2020). Il correspond au ratio entre la charge d'entraînement aigüe (moyenne glissante de la charge d'entraînement sur les 7 derniers jours) et la charge d'entraînement chronique (moyenne glissante sur la charge d'entraînement sur les 3 ou 4 dernières semaines, respectivement nommées $ACWR_{1:3}$ et $ACWR_{1:4}$). Ce ratio permet de comparer la charge d'entraînement à laquelle l'athlète est actuellement exposé (charge aigüe) à celle à laquelle il a été préparé (charge chronique). Ce ratio permet par exemple de repérer les moments où les joueurs seraient en sous-entraînement (ratio largement inférieur à 1) ou en surentraînement (ratio largement supérieur à 1), deux situations pouvant provoquer des blessures ou entraîner une baisse de performance. Le calcul de ratio peut aussi s'effectuer à l'aide de moyennes glissantes « exponentielles » (i.e. où la charge « décline » avec le temps pour mieux correspondre à la réalité des systèmes physiologique et biomécanique), les résultats seraient même davantage significatifs avec cette méthode (Griffin et al., 2020). Selon ce ratio, la charge chronique pourrait être assimilée à l'état de « forme » de l'athlète et

la charge aigüe assimilée à un état de « fatigue » du joueur. L'ACWR peut être calculé en prenant uniquement en compte la charge interne, ou uniquement la charge externe ou bien une combinaison des deux.

En calculant la charge interne à l'aide de la perception de la difficulté de chaque séance (s-RPE), certains auteurs ont par exemple trouvé que les joueurs qui étaient soumis à des ACWR_{1:4} compris entre 1 et 1,25 (unités arbitraires) étaient moins à risque en comparaison avec des ratios inférieurs ou supérieurs à ces valeurs (Malone et al., 2017). McCall et al. ont eux aussi démontré que les ratios ACWR_{1:3} et ACWR_{1:4} étaient liés aux blessures sans contact constatées chez des joueurs de top niveau européen (McCall et al., 2018). Les joueurs ayant par exemple un ratio supérieur à 1.42 (ACWR_{1:3}) avaient 1,94 fois plus de chances de subir une blessure sans contact par rapport aux joueurs ayant un ACWR_{1:3} compris entre 0.59 et 0.97. Cependant, il est à noter que même s'il existe de potentielles associations entre l'ACWR et le risque de blessure, la capacité de cet outil à prédire les blessures de manière anticipée reste très faible. Cette méthodologie de calcul a également fait l'objet de nombreuses critiques puisqu'il n'existe aujourd'hui que peu (voire pas) d'études démontrant de manière statistiquement significative qu'une valeur précise d'ACWR est corrélée à un moindre risque de blessure (Impellizzeri, 2018). Certaines études récentes, n'ont par exemple trouvé aucune association entre la valeur d'ACWR et l'incidence de blessure en football (Ribeiro-Alvares et al., 2023). De plus, il n'existe aujourd'hui aucun consensus quant à la méthode de calcul (moyenne glissante ou exponentielle) ou à la fenêtre de calcul de ce ratio. Ainsi, même s'il est amplement utilisé par les staffs professionnels, il convient donc de rester prudent quant à l'utilisation de ce ratio.

De plus, dans la plupart des études citées auparavant, l'ACWR était calculé à partir de l'indice de perception de l'effort (s-RPE) représentatif de la charge interne des joueurs. Ce choix a sans doute été réalisé car cet indicateur est simple à obtenir (questionnaire uniquement) et il peut être obtenu de manière répétée au cours de la saison.

Cependant, nous pouvons faire l'hypothèse qu'il serait plus pertinent de calculer ce ratio à l'aide d'un indicateur de la charge musculo-squelettique, cette dernière étant à l'origine des principales blessures actuelles en football. Cela permettrait là encore d'estimer la fatigue musculo-squelettique des joueurs et de voir à quelle charge ils peuvent être exposés.

En conclusion, après avoir étudié la validité et la praticité des différents outils permettant d'estimer et de mesurer les charges de travail ainsi que les différentes méthodes permettant de monitorer la forme et la fatigue des joueurs, il est possible d'affirmer qu'une estimation plutôt fiable des charges cardiovasculaire externe et interne est possible, grâce notamment aux données valides de distances parcourues, de vitesses et de FC. En revanche, les limites liées aux indicateurs d'accélérations/décélérations dans le contexte du football et le manque d'outils permettant de mesurer les GRF limite l'estimation de la fatigue musculo-squelettique (Figure 144).

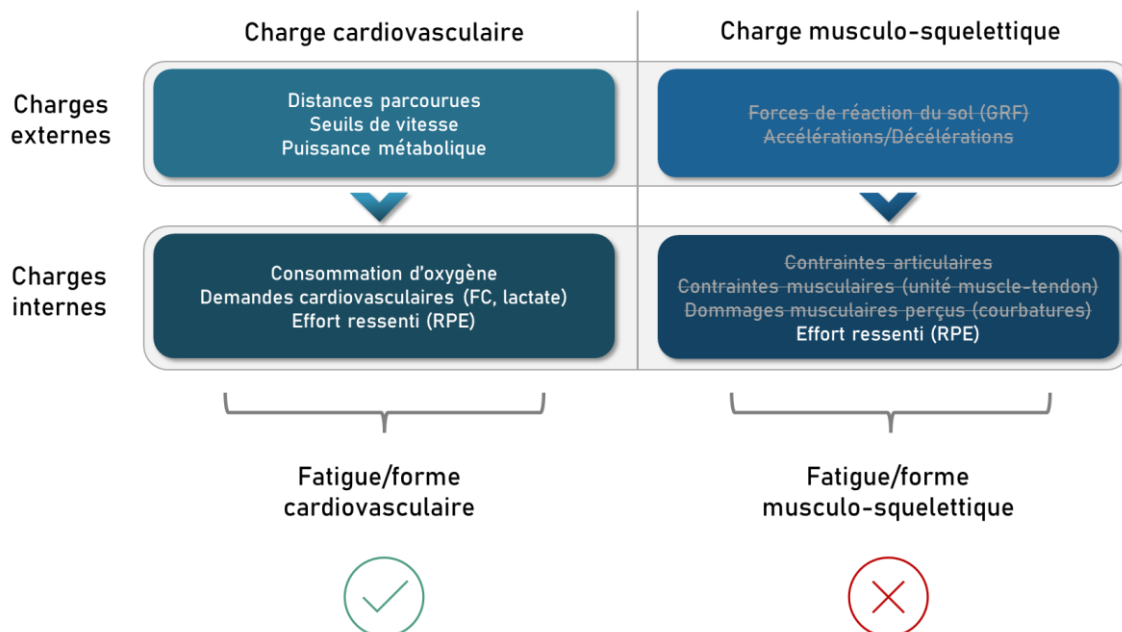


Figure 14 - Schéma récapitulatif des différents types de données accessibles aux staffs sur le terrain de manière fiable aujourd'hui pour la quantification de la fatigue cardiovasculaire et musculo-squelettique.

Résumé

- La charge externe correspond au travail et aux tâches accomplies par l'athlète (ex : km parcourus) et la charge interne correspond aux changements physiologiques induits par cette charge externe (rythme cardiaque en réponse à une distance parcourue). La combinaison de ces deux types de variables permet d'avoir une indication sur l'état de forme et de fatigue du joueur.
- Une quantification précise de l'ensemble des charges d'entraînement est nécessaire à la compréhension des mécanismes d'adaptation de chaque système (cardiovasculaire et musculo-squelettique) et par conséquent à l'estimation de l'état de forme et de fatigue de chaque joueur.
- Pour quantifier la charge externe, les équipes professionnelles utilisent aujourd'hui des systèmes de centrales inertielles intégrées à des GPS embarqués portés par les joueurs. Ces outils permettent d'obtenir une estimation précise de la charge externe cardiovasculaire mais pas de la charge externe musculo-squelettique, limitant aujourd'hui la quantification de cette dernière. Une mesure précise de cette charge (à l'aide d'un outil mesurant directement les GRF) permettrait de répondre à ce besoin.
- Une mauvaise estimation de la charge de travail entraîne une mauvaise estimation de la fatigue des joueurs, ces derniers peuvent donc potentiellement se retrouver dans des situations à haut risque de blessures, notamment en cas de fatigue musculo-squelettique trop importante.

1.4 - Les plateformes de force comme outil de quantification de la fatigue

Les données dynamiques (i.e. données de force de réaction du sol) ont donc un intérêt primordial pour la mesure de la charge musculo-squelettique encaissée par les joueurs de football. En analyse du mouvement humain, elles sont souvent obtenues à l'aide d'une PFF, qui représente l'outil de référence pour obtenir les facteurs dynamiques (les forces et les moments) du coureur sur une petite surface (quelques mètres carrés au maximum) et à très grande fréquence (jusqu'à plus de 1000 Hz pour les plus développées). Cet outil est donc amplement utilisé dans la littérature et en pratique dans divers domaines, notamment celui du sport de haut niveau. Nous détaillerons dans cette partie quels indicateurs peuvent être obtenues avec cette technologie puis les limites des études actuelles.

1.4.1 - Plateformes de force et indicateurs étudiés dans la littérature

Du fait de leur grande précision et leur utilité pour obtenir les GRF, les PFF ont été utilisées par de nombreux auteurs. Les domaines d'études et les applications sont très variés, allant de la rééducation à la performance, de l'analyse de la marche ou de l'équilibre à celle du geste sportif. Après une brève description des PFF, nous nous intéresserons ici aux différentes variables qu'il est possible d'obtenir avec cet outil pour l'analyse de la course à pied en ligne droite.

1.4.1.1 - Description des plateforme de force

Aujourd'hui, les fabricants de PFF tel que AMTI ou Kistler proposent plusieurs modèles pour s'adapter au mieux à chaque domaine d'utilisation et aux besoins des clients.

Néanmoins, la plupart des PFF à destination du monde scientifique ont des caractéristiques semblables, décrites ci-après.

Ainsi, les PFF se composent d'au moins deux plaques rigides entre lesquelles sont intercalés plusieurs capteurs de force, soit au centre de la plateforme soit dans les coins de celle-ci (Figure 155). Ces capteurs peuvent être soit des jauges de contraintes soit des cellules piézoélectriques. Dans les deux cas, le principe de ces capteurs est de produire un courant électrique en réponse à une déformation du capteur. Ce courant est proportionnel à la déformation et donc à la force appliquée. L'intensité du courant relevée permet d'obtenir la valeur de la force appliquée sur la plateforme.

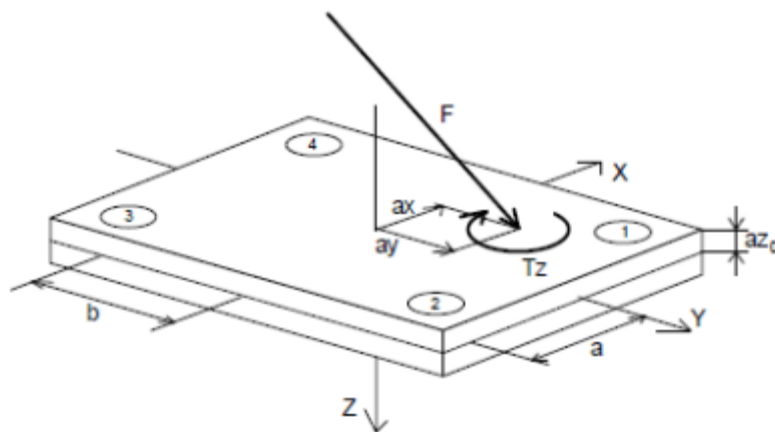


Figure 15 - Schéma représentatif d'une PFF Kistler (Stuart, 2009)

La plupart du temps, les PFF ont des sorties analogiques, au nombre de six : trois pour les composantes de force (F_x , F_y et F_z) et trois autres pour les moments (M_x , M_y et M_z). Les conventions changent parfois selon les fabricants ou les auteurs mais le principe reste similaire. Le signal a ensuite besoin d'être amplifié puis converti pour sortir de manière numérique vers l'ordinateur via le logiciel fourni par le constructeur. Le centre des pressions (ou « CoP » en anglais) qui correspond au point d'application de la résultante des forces est lui aussi calculé à l'aide des six valeurs décrites précédemment (Altman & Davis, 2012)

Après avoir introduit les PFF, il convient maintenant de voir un exemple concret d'application où ces PFF permettent d'étudier des mouvements sportifs grâce aux données dynamiques qu'elles permettent de recueillir : la course en ligne droite. Ce type de mouvement a été très souvent étudié dans la littérature du fait de son universalité et sa prédominance dans la plupart des activités sportives. Il est important de noter que nous nous intéresserons ici uniquement aux études se focalisant sur la course en ligne droite à allure sous-maximale, et non à celles étudiant la dynamique du sprint.

1.4.1.2 - Indicateurs lors de course en ligne droite

Il convient maintenant de détailler les GRF endurées par les participants lors d'activité de course en ligne droite dans les études déjà publiées. Nous nous focaliserons majoritairement sur la composante verticale de forces de réaction du sol. Les forces horizontales sont la plupart du temps moins étudiées par les auteurs car elles ont des valeurs largement plus faibles que les forces verticales lors de courses à allure sous-maximales.

Chez les coureurs attaquant le sol avec talon (75 % des coureurs), les vGRF lors de la course en ligne droite se traduisent par une courbe qui contient généralement deux « pics » caractéristiques (Altman & Davis, 2012). Le premier pic est appelé « pic d'impact » ou « pic passif » et le deuxième pic est appelé « pic de propulsion » ou « pic actif » dans la littérature (Arendse et al., 2004; Cavanagh & Lafortune, 1980). Pour les participants touchant le sol avec le milieu (24 % des coureurs) ou l'avant du pied (1 % des coureurs), la courbe caractéristique des GRF ne comporte généralement qu'un pic actif (Figure 16).

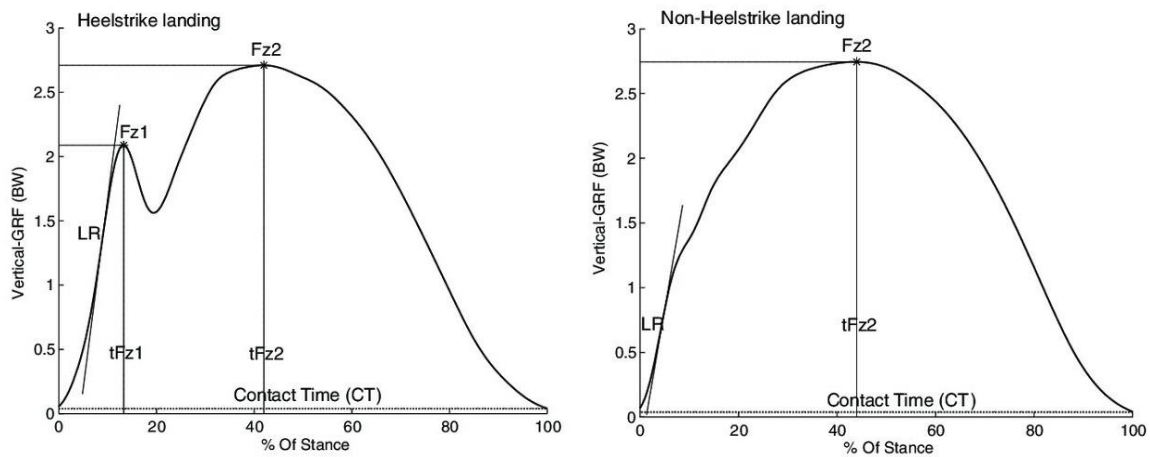


Figure 16 - Courbe représentative de la force verticale moyenne développée par un participant lors d'une course à allure sous-maximale pour un coureur à attaque talon (gauche) et un coureur à attaque médio-pied (d'après Kluitenberg et al., 2012). BW : poids de corps , Fz1 = pic passif, Fz2 = pic actif, LR = taux de charge

À la suite du contact initial du pied sur le sol commence la phase d'impact qui a pour but d'amortir le choc lié à l'impact, de stabiliser le corps et de préserver sa progression vers l'avant. Cette phase, qui dure en moyenne jusqu'à 35 ms après le premier contact avec le sol (Giandolini, 2017; Shorten et al., 2003), se traduit par un pic d'impact, aussi appelé pic passif car les forces transmises à ce moment-là sont dites « passives » : elles ne résultent pas d'une contraction volontaire du participant mais juste d'une phase d'amorti (Hamill, 1996; Munro et al., 1987). Le coureur « subit » en quelque sorte l'impact. La forme et la valeur de ce pic sont largement dépendantes de la façon dont le coureur pose son pied, c'est-à-dire s'il possède une attaque talon, médio-pied ou avant-pied (Arendse et al., 2004; Mercer & Horsch, 2015; Nilsson & Thorstensson, 1989). Sa valeur est aussi largement influencée par la vitesse de course : il existe d'après certains auteurs une corrélation positive quasiment linéaire entre ces deux variables (Nigg et al., 1987). Or, la vitesse de course influence elle-même la façon de poser notre pied au sol (près de la moitié des personnes qui ont, de base, une attaque par le talon évoluent vers une technique d'attaque plus sur l'avant du pied lorsque la vitesse augmente) (Breine et al., 2018). La vitesse de course et la manière d'attaquer le sol influencent donc beaucoup ce pic passif, qui est sujet à une grande variabilité inter- et intra-individuelle.

C'est pourquoi, afin d'étudier les caractéristiques de l'impact au sol de manière plus robuste, il est également possible de calculer le taux de charge, qui correspond à la pente initiale de la courbe de force lors du contact avec le sol (Munro et al., 1987). Plus cette pente est élevée, plus cela signifie que la montée de force a été rapide et/ou importante et donc que l'impact a été « brutal ». Il existe plusieurs intervalles pour calculer ce taux de charge : entre le début de l'appui et le pic passif, entre 20 et 80% de la phase d'impact, ou durant les 50 premières millisecondes. Ces 3 méthodes donnent généralement des résultats différents en fonction des participants et des conditions ; c'est pourquoi il est préférable de calculer le taux de charge comme la pente maximale (et non moyenne) de la courbe durant les 50 premières millisecondes – on parle alors de taux de charge instantané (VILR : Vertical Instantaneous Loading Rate) (Ueda et al., 2016)

Cependant, certains auteurs ont démontré qu'au moment du pic d'impact, des parties du pied autres que le talon étaient déjà en contact avec le sol et qu'il y avait déjà une transmission de forces « actives » (Shorten & Mientjes, 2011). Le pic d'impact est donc très variable et en réalité composé de forces de plusieurs types (actives et passives), ce qui a poussé les auteurs à chercher d'autres types d'indicateurs permettant de caractériser l'impact au sol et la manière d'amortir, et pas uniquement dans le domaine temporel. En effet, dans le domaine fréquentiel, les forces liées à l'impact lors de la course sont caractérisées comme étant des forces à hautes fréquences (supérieure à 10Hz), au contraire des forces actives qui sont induites par un mouvement volontaire et donc des forces à basse fréquence (inférieure à 10 Hz). Il est donc possible de séparer les GRF en fonction de leur fréquence grâce à une transformée de Fourier discrète (Shorten & Mientjes, 2011). On obtient alors une composante haute fréquence rassemblant l'ensemble des forces correspondant réellement à l'impact/au choc avec le sol et une composante basse fréquence correspondant au reste du mouvement (Figure 17).

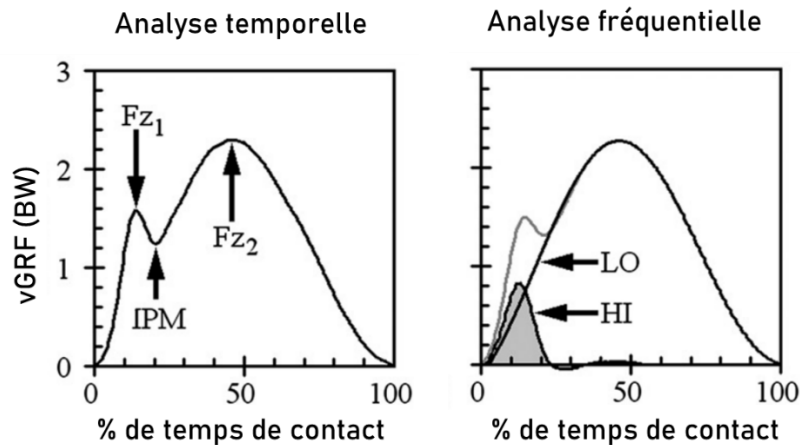


Figure 17 - A gauche, analyse temporelle des GRF avec le pic passif (Fz1), l'inter-pic (IPM) et le pic actif (Fz2). A droite, analyse fréquentielle des GRF séparant la courbe de GRF totale (grise) en deux composantes : une haute fréquence (HI) et une basse fréquence (LO), d'après Shorten et al., (2011)

Cela permet par la suite, si on veut s'intéresser aux caractéristiques de l'impact au sol, d'étudier uniquement la composante haute fréquence (durée, maximums, etc.). L'analyse fréquentielle a aussi l'avantage de permettre de caractériser l'impact dans les cas où un pic passif ne serait pas ou peu visible sur la force verticale (si un participant a une attaque du sol médio- ou avant-pied).

Quant au pic actif, il représente, comme son nom l'indique, la façon dont le coureur va appliquer les forces sur le sol pour se projeter vers l'avant à la fin de la phase de freinage. Ce pic est dû à des contractions musculaires volontaires et la courbe descendante qui suit représente les forces développées jusqu'au décollage total du pied en fin de phase de contact. Ce pic étant moins influencé par la manière d'attaquer le sol et par la vitesse de course, sa variabilité intra-individuelle est beaucoup plus faible que celle du pic d'impact (Figure 18) (Hamill, 1996; Munro et al., 1987). En revanche, sa variabilité inter-individuelle peut aller jusqu'à 30% d'un coureur à un autre à vitesse similaire (Cavanagh & Lafortune, 1980). Cela est dû à une différence dans les temps de contact entre les participants : la force totale développée au cours d'un appui étant la plupart du temps à peu près égale entre deux participants courant à la même vitesse, plus un coureur aura un temps de contact faible, plus ce pic sera élevé et inversement

(Nilsson & Thorstensson, 1989). Cela suggère que le coureur peut « choisir » la manière de répartir la force totale : soit des forces élevées pendant un temps court, soit des forces moins élevées mais pendant un temps de contact plus long (Cavanagh, 1987).

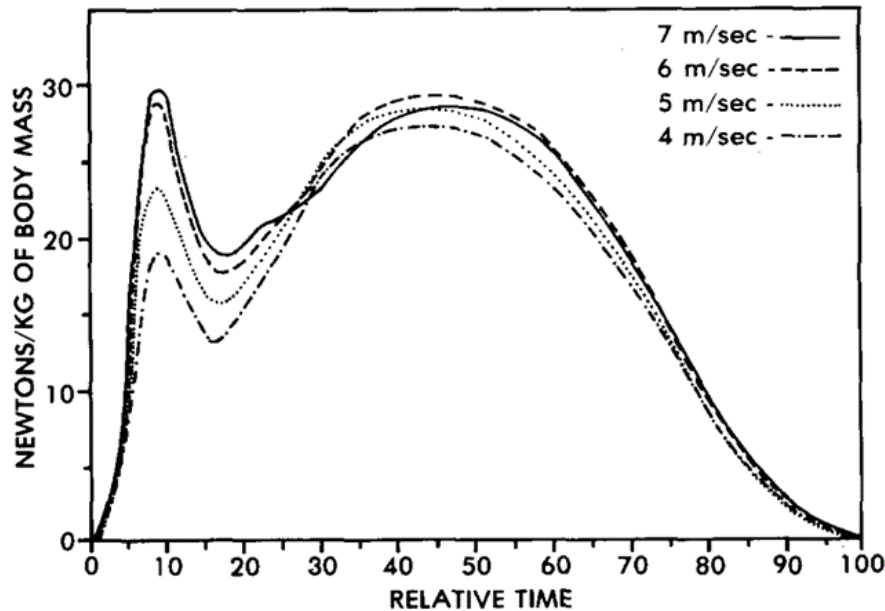


Figure 18 - Courbe représentative de la force verticale pendant une course à plusieurs vitesses. À noter l'augmentation de la valeur du pic d'impact en lien avec la vitesse (d'après Hamill et al., 1983)

De nombreuses autres variables sur ces courbes représentatives peuvent être étudiées, comme les « pentes » entre chaque maximum ou minimum (Zadpoor & Nikooyan, 2010). L'aire sous la courbe (appelée « impulse » car correspondant à l'impulsion totale lors d'un pas, c'est-à-dire à la variation de la quantité de mouvement) ou la valeur moyenne lors d'un pas sont aussi des indicateurs utiles pour caractériser et comparer les participants entre eux. La valeur de GRF moyenne au cours du temps est bien sûr moins sujette à variation que les autres variables puisqu'elle est calculée sur toute la durée de l'appui au sol. Néanmoins, un changement dans cette valeur pour un même individu pourrait alerter sur une modification significative du pattern de course du participant (Breine et al., 2017). Dans le cas de la course en ligne droite, cette valeur augmente logiquement avec la vitesse de la course (Hamill et al., 1983; Munro et al., 1987).

L'évolution de la position du centre de pression au cours du temps est également un indicateur étudié dans la littérature (Nigg et al., 1987; Parreira et al., 2013; Ross et al., 2009). Le centre de pression permet en effet d'obtenir la position du premier contact du pied avec le sol et peut ainsi permettre de distinguer un coureur à attaque talon d'un coureur à attaque médio-pied. Sa vitesse d'évolution (antéro-postérieure ou médio-latérale) au cours du pas représente également un indicateur souvent étudié dans la littérature qui renseigne sur la manière de « dérouler » le pied (Altman & Davis, 2012).

Mais les PFF peuvent aussi permettre d'étudier la mécanique et l'économie de la course en calculant différentes raideurs associées aux membres inférieurs. En effet, le corps humain lors d'une course en ligne droite peut être modélisé et assimilé à un système masse-ressort rebondissant sur le sol (McMahon & Cheng, 1990). Dans ce modèle, la masse correspondant au poids du corps effectue un balancement autour d'un point fixe (l'appui du pied au sol) et le ressort traduit les capacités d'amortissements et de rebond des membres inférieurs. Il est donc possible de calculer deux raideurs différentes : la raideur verticale (k_{vert}) et la raideur du membre inférieur (k_{leg}) (Cavagna et al., 1988). La raideur verticale est obtenue en divisant le pic de force maximale (F_{max}) par le déplacement vertical du centre de masse (Δy) (cf. Figure 19). F_{max} , qui correspond au pic de actif, est généralement obtenue à l'aide d'une PFF, tout comme Δy , à l'aide d'une double intégration des données d'accélération permettant de remonter aux données de vitesse puis de position du centre de masse (Cavagna, 1975). k_{vert} permet donc de rendre compte de l'abaissement du centre de masse lors du contact avec le sol et des caractéristiques d'amortissement d'un participant. Concernant la raideur de membre inférieur (k_{leg}), elle est obtenue en calculant le ratio de F_{max} et du raccourcissement maximal du membre inférieur (ΔL) intervenant au moment de F_{max} (McMahon & Cheng, 1990).

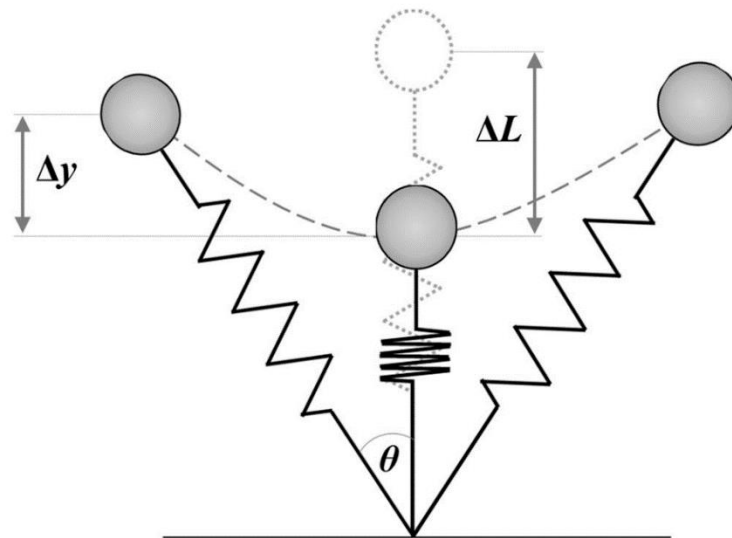


Figure 19 - Schématisation du modèle masse-ressort lors de la course. Le ressort est comprimé durant la première partie du pas avant de se relâcher. Δy représente la variation de déplacement vertical du centre de masse ; ΔL représente la compression du membre inférieur ; θ représente l'angle parcouru par le membre inférieur du contact initial à la déplacement maximal du centre de masse (d'après Hobara et al., 2020)

La biomécanique de la course à pied a également été plus récemment étudiée à l'aide d'un autre modèle qui décompose le poids du corps humain en deux masses distinctes : le membre inférieur (représentant 8% du poids du corps) et le reste du corps (représentant ainsi 92% du poids du corps) (Clark et al., 2017). Ce modèle permet de mieux estimer les forces de réaction du sol lors de la course à pied, le membre inférieur ayant par exemple une plus grande accélération que le reste du corps lors de l'impact au sol.

Les caractéristiques de raideur d'un participant lors d'une course (et notamment k_{leg}) sont étroitement liées aux capacités de stockage-restitution de l'énergie. En effet, lors de la course, on observe un enchaînement de trois types de contraction de l'unité muscle-tendon (isométrique, concentrique et excentrique) lors de trois phases (préactivation, freinage et poussée) au sein d'un mécanisme appelé cycle d'étirement-détente (CED) (Komi & Nicol, 2010). Le terme de détente reflète ainsi le gain de force lié à la restitution de l'énergie élastique (stockée auparavant) lors de la phase de poussée (Macchi, 2022). En course à pied, la phase de pré-activation des muscles

(gastrocnémii et vasti) intervient avant que le pied ne rentre en contact avec le sol (100 à 200ms avant l'impact) : cette pré-activation permet de préparer les muscles extenseurs de la jambe à l'impact et de résister aux fortes forces de réaction. Vient ensuite une phase de freinage durant laquelle il est possible de constater une forte activité musculaire des muscles extenseurs de la jambe (Figure 20). Cette transition presque immédiate entre l'étirement du muscle et sa contraction concentrique est nécessaire car l'énergie élastique stockée se dissipe rapidement sous forme de chaleur et serait perdue dans le cas inverse.

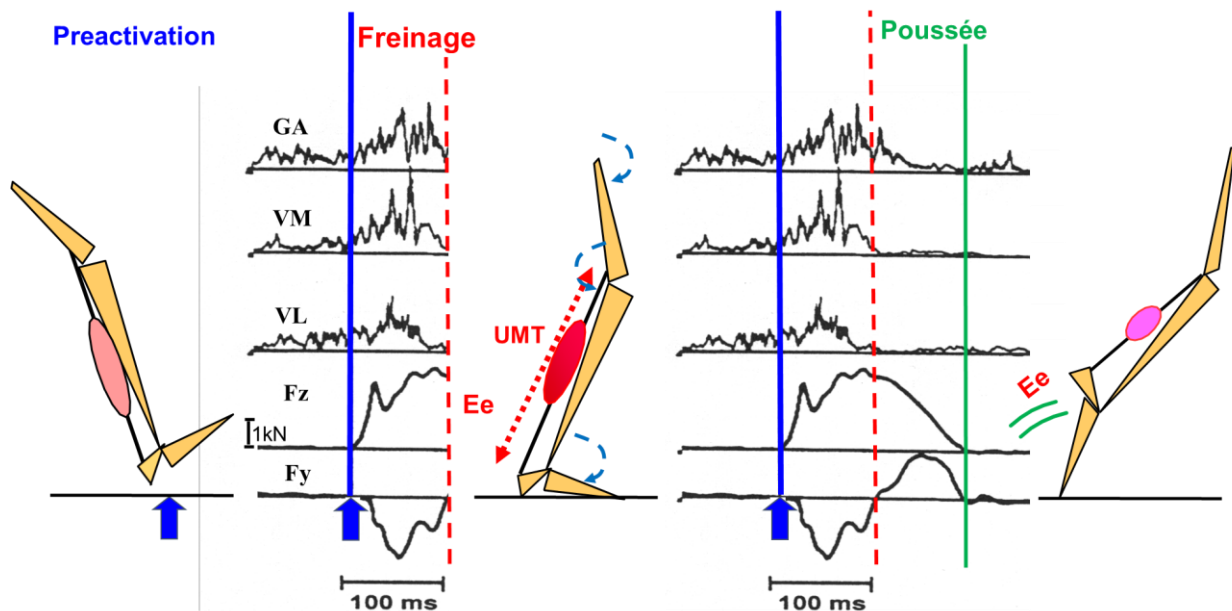


Figure 20 - Illustration des différentes phases du cycle d'étirement-raccourcissement en course à pied (d'après Komi, 2000 et Macchi, 2022). Fz correspond aux forces verticales de réaction du sol et Fy aux forces horizontales (selon l'axe antéro-postérieur) de réaction du sol. L'activité électromyographique moyennée des muscles *gastrocnemii* (GA), *vastus medialis* (VM) et *lateralis* (VL) est également présentée. Ee = énergie élastique ; UMT = Unité Muscle Tendon.

Le réflexe myotatique (ou réflexe d'étirement) participe également au gain de force lié aux CED lors de cette phase. Il a en effet été prouvé que l'étirement provoqué lors de l'impact au sol lors de la course était assez important (et assez rapide) pour déclencher une activation des neurones afférents concernés (même si sa contribution diminue avec la vitesse de contraction (Cronin et al., 2008).

En course à pied, la répétition des impacts et des CED permet à la commande nerveuse de s'ajuster en fonction de retours somato-sensoriels (i.e. feedbacks) (Komi & Nicol, 2010; Taube et al., 2012). La préactivation est ainsi ajustée en fonction de l'intensité et de la durée de l'impact au sol pour, par exemple, absorber ou résister à un choc (Macchi, 2022). L'étude de la raideur du membre inférieur à l'aide d'une PFF permet donc également d'étudier l'efficacité du CED lors de la course en ligne droite et d'en connaître davantage sur les ajustements adoptés par le coureur en fonction de la tâche.

Enfin, les données dynamiques permettent également d'obtenir différents paramètres temporels comme le temps de contact au sol et le temps de vol, qui permettent eux-mêmes d'obtenir la fréquence (ou cadence) de pas.

1.4.2 - Evolution des indicateurs de GRF avec la fatigue et limites actuelles

De nombreux auteurs se sont intéressés à la manière dont les différents indicateurs cités ci-dessus évoluent en situation de fatigue. En effet, la fatigue neuromusculaire en course à pied oblige les coureurs à s'adapter et à mettre en place des ajustements visant à se protéger et/ou à compenser les déficits musculaires (Giandolini, 2017). La répétition des impacts et des CED induit des altérations dynamiques et cinématiques qui se répercutent au niveau des variables issues de GRF. En effet, un exercice fatiguant impliquant une répétition de CED (comme en course à pied) va provoquer une baisse de tolérance aux impacts, réduisant par conséquent la raideur musculaire et le stockage de l'énergie élastique. Cela va impliquer une plus grande énergie nécessaire lors de la phase de poussée pour compenser cette perte d'efficacité du CED (Figure 21).

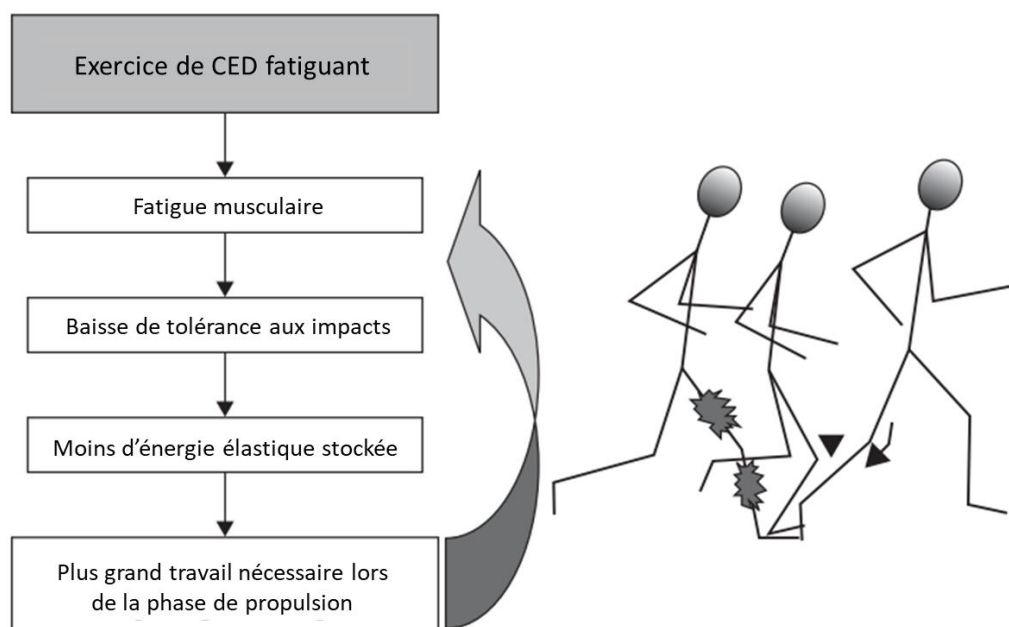


Figure 21 - Représentation schématique de la suite d'altérations prenant place lors d'un exercice fatiguant comprenant des CED, d'après Nicol & Komi (2000).

La nature de ces ajustements a souvent été étudiée à l'aide de PFF. Dans la plupart des études, les auteurs ont comparé différents indicateurs dynamiques (pic actif, raideurs, taux de charge, etc.) entre avant et après une tâche induisant de la fatigue. Ces protocoles de fatigue peuvent induire une fatigue localisée (ou périphérique, i.e. sur un groupe musculaire précis) ou générale. Ils peuvent consister en une tâche de course jusqu'à épuisement à vitesse constante ou bien même une épreuve sportive déterminée (5 km, marathon ou ultra-trail par exemple). Une revue littérature détaillée de ces évolutions est présentée Chapitre 4 -.

L'évolution des GRF avec la fatigue en course à pied est donc bien documentée dans la littérature, mais plusieurs limites rendent aujourd'hui difficile le transfert de ces connaissances sur le terrain. En effet, comme expliqué ci-dessus, la plupart des études caractérisait la fatigue à l'aide d'une prise de données effectuée avant et après un protocole de fatigue (Clansey et al., 2012; Dutto & Smith, 2002; Möhler et al., 2021). Le fait de collecter des données uniquement avant et après le protocole de fatigue induit plusieurs désavantages. Premièrement, il existe dans certaines études un temps de transition (relativement faible) entre le protocole de fatigue et la collecte de données « post-fatigue » qui peut induire un léger temps de repos et donc un biais. Deuxièmement, ces protocoles ne permettent pas d'avoir d'indications sur la manière dont évoluent les différents indicateurs au fur et à mesure de l'apparition de la fatigue : il est impossible de savoir à quel moment un indicateur commence à dévier de sa valeur de base ou de savoir si son évolution est linéaire ou non. D'autres études ont néanmoins réussi à obtenir des GRF pendant l'apparition de la fatigue sur quelques foulées, que ce soit en contrôlant la vitesse des participants de manière à la garder constante (Morin et al., 2011 ; Rabita et al., 2011, 2013) ou non (Girard et al., 2013 ; Nicol et al., 1991 ; Slawinski et al., 2008). Enfin, même si elles ne se sont pas focalisées sur la fatigue en elle-même, d'autres études ont enregistré les GRF à l'aide d'une piste instrumentée de 60 m, ce qui permet d'obtenir des données inédites avec une forte validité écologique (Morin et al., 2015 ; Nagahara et al., 2019).

Ensuite, parmi les nombreuses manières d'induire la fatigue chez les participants (de manière spécifique sur un muscle, après une course à vitesse constante, après un exercice physique à part, etc.), peu d'études parmi celles citées auparavant ont utilisé un protocole de fatigue répliquant les efforts fournis en football. Or, certains auteurs ont formulé l'hypothèse qu'une course à allure constante n'induit pas la même fatigue qu'un protocole de fatigue spécifique au football (i.e. avec des efforts intermittents et à haute intensité) (Barber-Westin & Noyes, 2017; Oliver et al., 2014).

Il est aussi à noter que parmi plusieurs études utilisant une seule PFF dans leur protocole expérimental, il est demandé aux participants de courir de manière à atteindre cette dernière avec le pied positionné en entier dessus. Cela peut induire un ajustement de la foulée (conscient ou non) qui modifie les caractéristiques des GRF. C'est pourquoi les études prenant place sur le terrain et incluant plusieurs PFF ont une validité écologique supérieure.

Le nombre d'appuis étudiés par participant et par condition constitue également un élément important de la méthodologie expérimentale. En effet, les mouvements humains, tel que la marche ou la course, présentent une forte variabilité intrinsèque permettant de s'adapter selon la situation écologique rencontrée. Certains indicateurs, comme le taux de charge, sont plus sensibles que d'autres à cette variabilité (Oliveira & Pirscoveanu, 2021). Concevoir un protocole expérimental permettant de recueillir de nombreux essais (et donc dans ce cas précis de nombreux pas) permet d'accroître la validité écologique, la reproductibilité des résultats et la puissance statistique. Or, d'après une revue de littérature, 91% des études durant la dernière décennie obtenait des données issues de 10 pas ou moins (Figure 22) (Oliveira & Pirscoveanu, 2021). Ces mêmes auteurs postulent que seul 10 à 30% des participants atteignent une moyenne « stable » au bout de 10 pas collectés, les autres participants devant effectuer un plus

grand nombre d'essais pour que leur variabilité soit correctement prise en compte dans l'analyse.

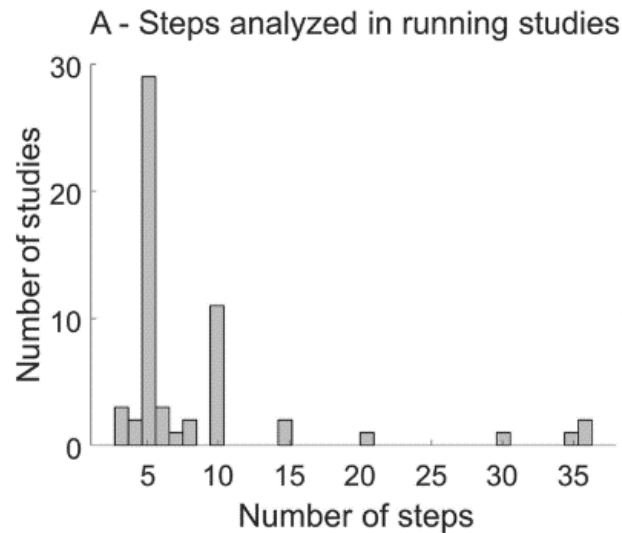


Figure 22 - Nombre de pas analysés par les études s'intéressant à la biomécanique de la course de 2010 à 2019, d'après Oliveira & Pircoveanu (2021).

La recommandation effectuée par ces auteurs est donc de recueillir 30 pas ou plus par condition et par participant lors d'expériences étudiant des indicateurs de GRF (comme le pic actif ou le taux de charge) lors de la course.

Pour contourner ce problème et obtenir plus d'appuis, la quasi-totalité des chercheurs ont eu recours à l'utilisation d'un tapis de course instrumenté de capteurs de force (Clansey et al., 2012; Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007; Möhler et al., 2022; Morin, Samozino, et al., 2011; Oliver et al., 2014). Cet outil permet en effet de mesurer les GRF durant plusieurs secondes d'affilée et donc d'enregistrer plusieurs foulées à la suite. Cependant, les propriétés mécaniques (amortissement, déformation verticale et restitution d'énergie) de ces tapis de course instrumentés diffèrent significativement de celles d'une piste d'athlétisme ou du bitume/asphalte (Colino et al., 2020). De plus, la variabilité des propriétés mécaniques d'un tapis de course à un autre était plus importante que celle des terrains synthétiques ou des pistes d'athlétisme. Cela indique

qu'il faut rester prudent quant aux transferts de résultats de ces études en situation réelle. Plusieurs auteurs ont d'ailleurs relevé des différences significatives dans la cinématique et la cinétique (i.e. GRF) de course entre un tapis de course et une course sur un sol « réel » (Kluitenberg et al., 2012; Nigg et al., 1995). De plus, les caractéristiques d'un terrain de football (qu'il soit naturel hybride ou synthétique) diffèrent également significativement de toutes les surfaces citées précédemment. La capacité d'amorti d'un terrain synthétique (62 %) se situe par exemple entre celle d'un tapis de course instrumenté (64%) et d'une piste d'athlétisme (30 %) mais la restitution d'énergie de ces terrains synthétiques est plus faible (39 %) que celles d'un tapis de course ou d'une piste (respectivement 45 % et 58 %) (Colino et al., 2020). Les terrains de football doivent donc être considérés comme une surface à part qui peut induire des adaptations biomécaniques spécifiques et différentes des autres surfaces.

De plus, la majorité des études citées auparavant s'intéressent aux GRF obtenues sur des participants courant avec des chaussures classiques et non pas avec des chaussures à crampons, sur un terrain réel. Cela est dû au fait qu'il est compliqué de recouvrir une PFF de véritable gazon qui permettrait de courir dessus en étant chaussé de crampons. Or, il est très probable que la configuration unique de la chaussure de football et de ses crampons influence et modifie certaines affirmations postulées dans ces études. Par exemple, certains auteurs ont démontré que les chaussures à crampons induisaient, en position statique, une dorsiflexion plus grande de 7° environ sur un terrain en herbe, en comparaison avec une surface dure (Walter & Ng, 2002). Les crampons créent donc une dorsiflexion plus grande qui va contraindre le joueur à passer plus de temps pendant la course sur la partie arrière du pied: la transition talon-médio pied est donc plus tardive et plus brusque.

Le manque d'outil permettant d'effectuer des mesures de GRF en situation proche de la pratique du football (i.e. sur un terrain en herbe, avec des chaussures à crampons et

une liberté de mouvement) réduit donc la validité écologique de l'état de l'art actuel et limite le transfert de ces connaissances sur le terrain.

Résumé

- Les PFF constituent l'outil de référence pour la mesure des GRF en analyse du mouvement humain. La dynamique de la course à pied a d'ailleurs été largement étudiée dans la littérature à l'aide de cet outil.
- Les données de GRF (et les données spatio-temporelles associées) permettent de détecter les altérations induites par la fatigue et, par conséquent, de quantifier cette dernière.
- Cependant, ces études présentent de nombreuses limites inhérentes à l'utilisation des PFF (coût élevé, faible nombre d'appuis étudiés, utilisation en laboratoire) qui restreignent leur validité écologique et la généralisation de ces résultats sur le terrain, encore plus dans le contexte du football.
- L'impossibilité d'utiliser ces PFF sur les terrains en herbe, combinée à la faible validité écologique des études existantes, ne permet donc pas de monitorer les GRF en football, et limitent donc, par extension, les possibilités actuelles de quantification de la fatigue lors de la pratique du football.

Chapitre 2 - Synthèse, méthodologie et objectifs

En football, la fréquence élevée et l'augmentation constante du nombre de lésions musculaires, et plus particulièrement celles aux ischio-jambiers, représentent une problématique majeure dans le domaine de la prévention des blessures.

Les efforts intermittents en football lors d'un entraînement ou d'un match conduisent au développement d'une fatigue aiguë qui induit de nombreuses altérations et représente donc un facteur de risque majeur de blessure. Ces perturbations persistent jusqu'à plusieurs jours après l'effort : on parle alors de fatigue résiduelle. Le nombre de blessures plus élevées lors des périodes de fortes sollicitations indique également que l'accumulation de cette fatigue est un facteur de risque de blessure lorsque le temps de récupération n'est pas adapté.

Le développement récent de nombreuses technologies de suivi de l'entraînement (GPS, centrale inertielle, cardiofréquence-mètre) a permis de quantifier la charge de travail des joueurs, indispensable à l'estimation et donc à la gestion de la fatigue de ces derniers. En effet, une charge d'entraînement adaptée pourrait permettre de générer des adaptations bénéfiques au niveau aérobie, cardiovasculaire et musculaire tout en limitant la fatigue. Cependant, l'augmentation de certaines blessures cette dernière décennie remet en cause les stratégies de prévention actuelles et leur efficacité. De plus, cela peut indiquer que la gestion des charges d'entraînement et de la fatigue n'a pas su s'adapter à l'augmentation des demandes physiques en football. Les outils de quantification de la charge d'entraînement ne semblent aujourd'hui pas assez précis

pour permettre une gestion individuelle et collective précise des efforts. Une solution permettant notamment de mieux estimer la charge musculo-squelettique, en mesurant directement les GRF sur le terrain, pourrait permettre de répondre à cette problématique.

2.1 - Méthodologie et outils

Afin de répondre à ces problématiques et de mesurer les GRF sur le terrain, l'entreprise Phyling a conçu un crampon instrumenté de capteurs de forces (Labbé et al., 2020). En effet, depuis 2018, Phyling développe une paire de chaussure de football instrumentée de capteurs de force insérés dans les crampons. Cet outil ayant évolué au fil des années et des itérations, cette partie a donc pour but de décrire les différentes caractéristiques techniques et les contextes d'application.

Comme décrit précédemment, les PFF sont aujourd'hui la référence pour la mesure des GRF et l'analyse de la dynamique du mouvement humain. Elles enregistrent la variation de courant électrique en réponse à une déformation à l'aide d'une jauge de contrainte ou une cellule piézo-électrique. L'intensité de cette variation de courant électrique est proportionnelle à la force appliquée. Le principe théorique derrière la technologie développée par Phyling est semblable à celui d'une PFF. La mesure s'effectue à l'intérieur même du crampon : des jauges de contraintes sont placées le long d'une poutre centrale se déformant selon les mouvements (Figure 23). Cet outil permet donc d'obtenir les GRF, à la manière d'une PFF. Selon le nombre et la position des jauges de contraintes, il est possible de mesurer les forces normales (c'est-à-dire dans l'axe de la poutre), antéro-postérieures (c'est-à-dire normales à la poutre centrale sur un axe longitudinal), médio-latérales (normales à la poutre le long d'un axe transversal), ou les forces dans les trois directions de l'espace de manière simultanée. Le signal électrique produit par la déformation des jauges est ensuite acheminé via un passage à l'intérieur de la tige filetée puis amplifiée et enregistré (Labbé et al., 2020).

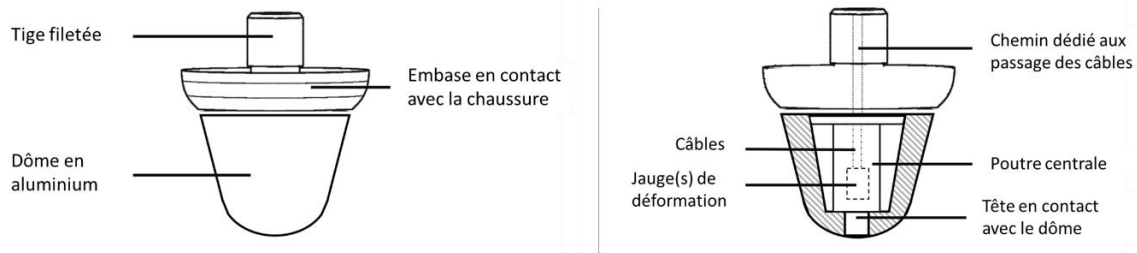


Figure 23 - Schéma représentant le crampon instrumenté (adapté d'après Labbé et al., 2020).

La tige filetée est de diamètre standard et permet de fixer les crampons à la plupart des chaussures de football et de rugby commercialisées aujourd'hui. Si l'on remplace l'ensemble des crampons vissés « classiques » d'une chaussure de football ou de rugby par ces crampons instrumentés (CI), cela permet à la fois d'obtenir l'ensemble des forces développées par le joueur lors d'un appui (si l'on additionne les forces enregistrées par chaque crampon), mais aussi les forces spécifiques obtenues par chaque crampon et donc à différents endroits de l'appui du joueur. Après avoir détaillé le fonctionnement du crampon en lui-même, nous allons maintenant nous intéresser aux différentes versions de l'outil utilisées.

2.1.1 - Première version

Créée en 2019, cette version a été construite autour d'une paire de chaussure Adidas World Cup. Ce modèle a été choisi car elle représente une référence dans le domaine des chaussures de football/rugby du fait de sa simplicité et son classicisme. Elle a d'ailleurs été utilisée à maintes reprises dans la littérature (Galbusera et al., 2013; Kaila, 2007; Majid & Bader, 1993). Sa semelle extérieure est composée de TPU, sa semelle intermédiaire est en EVA et elle est entièrement recouverte sur le dessus de cuir. Elle est plutôt destinée aux terrains gras puisqu'elle possède un total de six crampons vissés situés aux emplacements suivants : deux à l'arrière (extrémité médiale et latérale du talon) et quatre à l'avant (situés sous les 1^{er} et 5^{ème} métatarses et sous les 1^{ère} et 5^{ème} phalanges). Les 6 crampons originaux ont été remplacés par des CI, sans

changer une quelconque autre partie de la chaussure pour rester fidèle au modèle original (Figure 24). Les CI sont composés de titane et ils sont de forme cylindrique classique avec une longueur de 16 mm et une largeur de 9 mm. Ils permettent d'enregistrer les GRF dans les trois axes (normal, médio-latéral et antéro-postérieur). Seule la chaussure droite avait été équipée de CI étant donné les contraintes temporelles et financières.



Figure 24 - Version 1.0 de la chaussure à CI (2019). Les câbles à l'arrière de la chaussure sont reliés à un boîtier d'acquisition externe.

La sortie des câbles s'effectue sur les côtés et l'arrière de la chaussure vers les différents amplificateurs. L'ensemble des câbles est ensuite acheminé vers l'arrière de la chaussure (afin de gêner le moins possible le mouvement) vers la carte d'acquisition. Cette dernière est située dans un boîtier (900g) porté par le joueur dans un sac à dos de type « trail ». La fréquence d'acquisition était de 1000Hz. Cette paire de chaussure constituait un prototype unique.

L'avantage de cette version résidait dans le fait qu'elle mesurait les GRF dans les trois directions du mouvement. Cet outil permettrait de répondre à de nombreuses problématiques concernant notamment les changements de direction, des PFF

mesurant les forces dans les 3 axes ayant précédemment été utilisées dans la littérature dans ce champ de recherche (Fox, 2018; Freitas et al., 2018; Schot et al., 2013). Néanmoins, ces problématiques ne seront pas abordées ici, les contraintes techniques des versions ultérieures ne permettant d'enregistrer uniquement les forces normales.

Les inconvénients de cette version provenaient de son exposition aux potentiels dommages extérieurs et de son encombrement. En effet, les cartes électroniques d'amplification étant situées à l'extérieur de la chaussure, elles étaient sujettes à des dommages lors de mouvements de course ou de saut et rendaient inutilisable la chaussure par temps de pluie. Cette exposition a rendu évidemment moins robuste la chaussure de manière générale. Deuxièmement, le boîtier d'acquisition de 900g représentait une charge non négligeable à porter lors de mouvements sportifs, ce qui éloignait les mouvements d'une pratique réelle. De plus, la conception datée de ce modèle de chaussure n'est plus en adéquation avec les paires de chaussures de football actuelles, que ce soit en termes de matériau ou de rigidité.

2.1.2 - Deuxième version

2.1.2.1 - Modèle Fz

La deuxième version de cet outil avait pour but de résoudre les principaux points négatifs de la première. Elle a été conçue en 2021 autour d'une paire de Nike Tiempo SG, destinée à la pratique du football sur terrain gras ou humide. Cette chaussure a également l'avantage d'être équipée de 6 crampons vissés (et d'aucun crampon moulé) situés aux mêmes emplacements que la version précédente (Figure 25). Elle est actuellement portée par plusieurs joueurs de football de haut niveau.



Figure 25 - A gauche, deuxième version de la chaussure (2021) équipée de 6 CI permettant de mesurer les forces verticales. Le câble rouge relie la chaussure au boîtier d'acquisition. A droite, vue de dessous, l'emplacement des 6 CI.

Là encore les 6 crampons originaux ont été remplacés par des CI suivant le même design que celui présenté précédemment. Cependant, leur taille a été réduite (11 mm) afin de suivre les standards actuels. Ces CI mesuraient les forces de réaction normales uniquement avec une fréquence d'acquisition de 1000 Hz. La simplification de cette version et la mesure des forces sur un seul axe a permis d'effectuer une miniaturisation du système d'amplification, d'acquisition et de batterie. En effet, les câbles électroniques et le système d'amplification étaient intégrés à l'intérieur du crampon et de la semelle et une unique sortie vers l'arrière de la chaussure permettait de rejoindre le boîtier d'acquisition. Ce dernier était toujours situé à l'extérieur et relié par un câble unique, mais son poids d'environ 230g le rendait portable dans une brassière typiquement utilisée aujourd'hui par les joueurs portant un boîtier GPS/centrale inertielle. Le câble reliant le boîtier d'acquisition à la chaussure était attaché à la jambe du joueur ou glissé à l'intérieur de son jogging pour éviter tout dérangement lors de la pratique. Le boîtier d'acquisition permettait la synchronisation entre les deux chaussures (la gauche et la droite).

L'instrumentation d'une seule voie de mesure (i.e. un seul axe de mesure) a permis de tester une nouvelle manière d'enregistrer les données, beaucoup moins contraignante, permettant ainsi de participer à des expériences sur le terrain le plus naturellement possible. En effet, plus le nombre de voies de mesure augmente, plus l'électronique nécessaire à l'acquisition des données (et donc l'espace nécessaire associé) augmente également. Le temps de fabrication et de maintenance était aussi réduit par rapport à la version précédente, permettant de créer plusieurs paires de chaussures de plusieurs tailles différentes. En revanche, l'intégration de l'électronique à l'intérieur de la chaussure rendait plus fréquentes les défaillances liées à une compression et/ou un étirement excessif d'un composant électronique.

2.1.2.2 - Modèle F_x/F_y

Le modèle F_x/F_y de la chaussure instrumentée est une variante de la deuxième version F_z . Elle était identique en tout point à la version cette dernière (même modèle de chaussure, même système d'acquisition, etc.) mais elle mesurait cette fois-ci les forces de réaction dans le plan de la semelle (antéro-postérieure et médio-latérale). Elle ne mesurait en revanche pas les forces normales.

2.1.3 - Troisième version

La dernière version de l'outil a été conçue en 2022 autour d'une paire de Nike Phantom SG, chaussure hybride comprenant 6 crampons vissés et des crampons moulés. C'est une des dernières versions de chaussures actuellement portées par les joueurs professionnels. Cette nouvelle version est équipée de 6 CI permettant de mesurer la force de réaction normale (le long de l'axe du crampon), tout comme la deuxième version F_z . Le principal changement réside dans la miniaturisation du système d'acquisition, qui se situe désormais entièrement à l'arrière de la chaussure (Figure 26). Cela signifie que l'enregistrement des données peut s'effectuer sans boîtier

d'acquisition extérieur à la chaussure. En contrepartie, la fréquence d'acquisition est désormais de 200 Hz.



Figure 26 - Troisième version de la chaussure à CI (2022)

Le système d'acquisition des données ne pèse que 20 g et fonctionne sur batterie. Il ne gêne en aucun cas lors de mouvements de course, de sprints, de sauts ou de changement de direction. Les boutons situés sur le côté permettent d'allumer/d'éteindre le dispositif et de démarrer/arrêter une acquisition.

Il est à noter que les paires de chaussures de football n'étant pourvues que de crampons vissés sont quasi-inexistantes dans le commerce aujourd'hui. Le choix s'est donc porté sur ce modèle, la semelle intermédiaire et l'arrière de la Nike Phantom GT permettant l'intégration des câbles et du boîtier d'acquisition.

Afin de s'assurer qu'une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz était suffisante dans le cadre d'un mouvement de course en ligne droite, nous avons comparé les données de la deuxième version Fz à celles de la troisième version Fz (en leur appliquant une

interpolation quadratique afin de les rééchantillonner à 1000Hz) sur une course à vitesse de 14 km/h effectuée avec une version puis avec l'autre. Nous n'avons constaté aucune différence significative, que ce soit au niveau des différents indicateurs moyens ou au niveau du profil temporel (Figure 27).

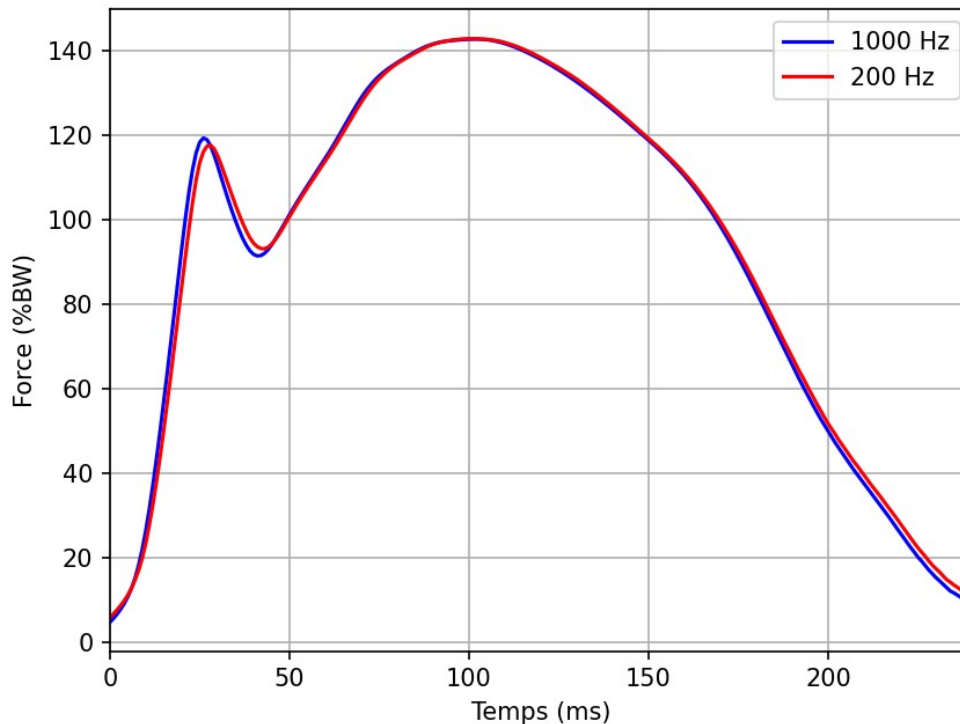


Figure 27 - Comparaison de patterns moyens de force de réaction normale lors d'une course en ligne droite à 14 km/h. En bleu : données issues de la deuxième version Fz de la chaussure instrumentée (fréquence d'acquisition à 1000 Hz). En rouge : données issues de la troisième version de la chaussure instrumentées (fréquence d'acquisition naturelle à 200Hz puis rééchantillonnage à 1000 Hz à l'aide d'une interpolation quadratique)

Le plus gros avantage de cette dernière version réside dans sa portabilité et son encombrement extrêmement réduit, favorisant sa praticité d'utilisation lors d'expérimentation. Cet outil reste tout de même encore aujourd'hui un produit destiné pour le moment à la recherche, nécessitant un temps de fabrication très élevé (environ 75 heures de travail, chaque paire de chaussure étant instrumenté à la main), ainsi qu'une maintenance relativement importante. Il est aujourd'hui possible de l'utiliser sur

un terrain légèrement humide mais pas encore sur des terrains détremés du fait de l'électronique encore apparent.

Cet outil représente donc une innovation majeure dans le domaine de la mesure embarquée et nous allons maintenant voir comment il pourrait être utilisé afin de répondre aux problématiques de quantification de la fatigue soulevées précédemment.

2.2 - Objectifs

La première étape de ces travaux de thèse consistera donc en la validation scientifique de cette nouvelle technologie. Cette étape primordiale permettra de s'assurer de la pertinence et de la fiabilité des données mesurées grâce à cet outil avant toute utilisation sur le terrain.

La deuxième étape de ces travaux consistera à quantifier, à l'aide des CI, la fatigue neuromusculaire aigüe sur le terrain lors d'une course à vitesse constante chez des joueurs amateurs de football. Cette étude permettra de savoir s'il est possible de détecter les altérations induites par l'apparition de la fatigue neuromusculaire, et de comparer ces mécanismes d'adaptation avec les études ayant déjà étudié ces phénomènes en course à pied à l'aide de plateforme de force. Le fait de pouvoir enregistrer des données de GRF en continu et sans modifier les conditions réelles de pratique (sur le terrain, en chaussure à crampons, etc.) donnera à cette étude une dimension écologique indispensable pour surmonter les limites actuelles de la littérature dans ce champ de recherche.

La troisième étape de ces travaux consistera à utiliser cet outil novateur sur le terrain avec des joueurs professionnels afin de monitorer de manière longitudinale la fatigue de ces derniers. La fatigue neuromusculaire aigüe des joueurs sera donc estimée en comparant les patterns/indicateurs de GRF avant et après un entraînement. Nous partons du postulat qu'une plus grande fatigue musculo-squelettique lors de l'entraînement (c'est-à-dire plus d'impacts/de force) induira une plus grande fatigue neuromusculaire (cette dernière étant causée par une détérioration du CED consécutive aux impacts à répétition). Le but de cette dernière étude sera donc de quantifier la fatigue musculo-squelettique en étudiant la nature et l'amplitude des

variations induites par un entraînement sur les indicateurs de GRF. Cette estimation de la fatigue devra être effectuée tout au long de la saison afin de voir son évolution en lien avec les différentes échéances sportives et la planification de l'entraînement (début de saison, trêve hivernale, pic de forme théorique). Elle prendra donc la forme d'un suivi longitudinal (Figure 28).

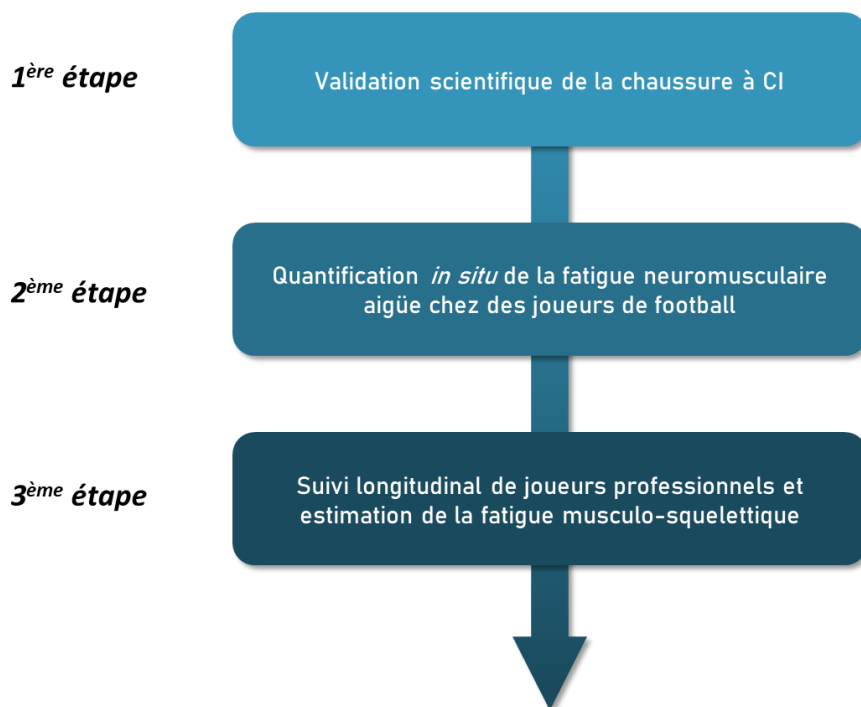


Figure 28 - Schéma représentatif du déroulement des différentes étapes dans ces travaux de thèse.

Chapitre 3 - Validation scientifique de la chaussure à crampons instrumentés

Ce chapitre a pour objectif d'évaluer la validité scientifique de la chaussure à CI comme outil de mesure des GRF sur le terrain. Nous nous intéresserons dans un premier temps aux limites des études ayant cherché à mesurer ces GRF sur le terrain. Nous détaillerons ensuite l'étude de validation que nous avons effectué en laboratoire, avant de faire de même pour celle effectuée sur le terrain.

3.1 - Introduction

Comme décrit auparavant, les PFF constituent l'outil de référence pour la mesure des GRF en analyse du mouvement humain. Cependant, elles sont difficilement utilisables en situation écologique (sur un terrain de football) étant donné leur coût élevé, leur manque de praticité et la difficulté à les recouvrir de gazon. Ainsi, la majorité des chercheurs ayant étudiés les GRF en football ou en rugby l'ont fait en laboratoire et sans utiliser des participants sportifs (Ballal et al., 2014 ; Galbusera et al., 2013 ; Grund & Senner, 2010 ; Kuhlman et al., 2010 ; Lambson et al., 1996 ; McNitt et al., 1997 ; Schrier et al., 2014 ; Torg et al., 1974 ; Twomey et al., 2013 ; Villwock et al., 2009 ; Wannop et al., 2012). Certaines de ces études simulaient des tâches de course ou de changement de direction à l'aide d'un pied « artificiel » (relié à un bras robotique) sur lequel étaient appliquées différentes contraintes. Ces forces étaient ensuite enregistrées par une PFF, recouverte de gazon ou non (Ballal et al., 2014; Galbusera et al., 2013). D'autres utilisaient, de manière similaire, également un pied « artificiel » relié à un système de mesure de force utilisable sur le terrain. Des forces horizontales ou verticales étaient ensuite appliquées à l'aide de machines mécaniques en faisant glisser ou en enfonçant le pied « artificiel » (cf. Figure 29) (Ballal et al., 2014; Twomey et al., 2013; Villwock et al., 2009).

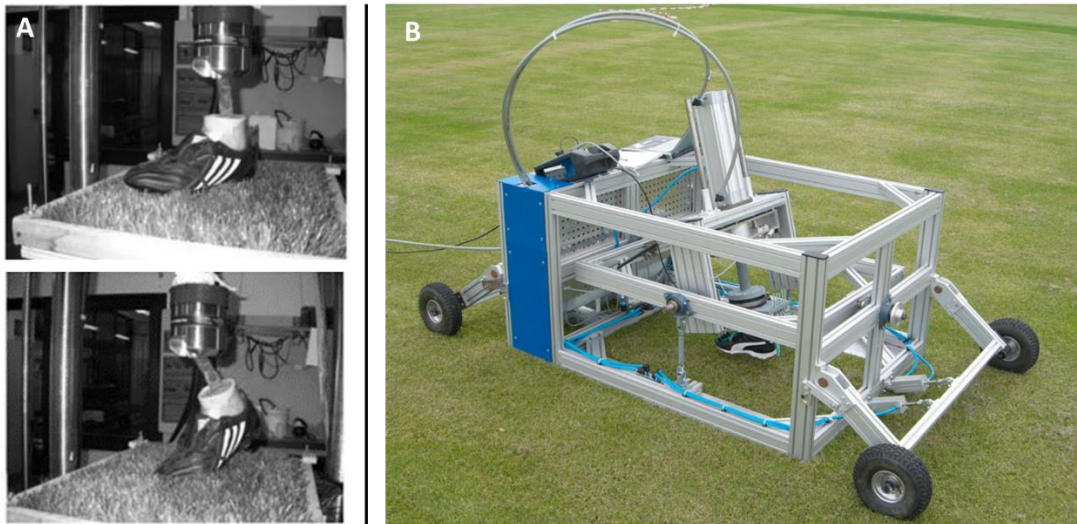


Figure 29 - Exemples d'outils permettant de mesurer les GRF en football et en rugby. (A) Pied artificiel rigide lié à un bras robotique qui applique des forces sur une plateforme de force recouverte de gazon (Galbusera et al., 2013). (B) Le TrakTester, machine permettant d'appliquer des forces horizontales ou verticales à un pied rigide en contact avec le terrain (Grund & Senner, 2010).

Cependant, ces études présentent de nombreuses limites étant donné qu'elles ne représentent pas la complexité du mouvement humain : elles utilisent des pieds rigides dépourvus d'articulation et y appliquent des protocoles « mécaniques ». Or, il a été prouvé que les valeurs d'un indicateur (par exemple un coefficient de traction) mesuré à l'aide d'un appareillage mécanique et en situation réelle présentaient des différences significatives (Sterzing & Hennig, 2007). Cela est dû au fait que le joueur modifie son comportement une fois sur le terrain, de manière consciente ou non, afin de s'adapter aux conditions écologiques (terrain, paire de chaussure, activité, etc.). Il est donc nécessaire, lors d'études concernant la biomécanique du joueur de football, de considérer les données obtenues comme étant la résultante d'interactions joueur/chaussure/terrain, et qu'une modification d'un ou de plusieurs de ces facteurs induit forcément une modification des conditions écologiques.

Pour améliorer cette validité écologique, d'autres auteurs ont étudié les forces développées par les joueurs de football en utilisant cette fois-ci des participants sportifs. La plupart de ces études étaient réalisées en laboratoire et utilisaient des

plateformes de force recouvertes de gazon artificiel (Kaila, 2007; Schrier et al., 2014; Smith et al., 2010). Cependant, même si ces études se rapprochent de la pratique réelle, elles ne peuvent pas être considérées comme des études *in situ*. En effet, comme expliqué auparavant pour les études étudiant la biomécanique de la course à pied, les mouvements effectués par les participants devaient être exécutés dans de petits espaces, et la faible marge de manœuvre des athlètes (qui devaient poser leur pied exactement à l'endroit de la plateforme de force) dénaturait leurs mouvements. Deuxièmement, le fait de recouvrir une plateforme de force d'une fine couche de pelouse ne permet pas de reproduire à l'identique les conditions réelles des surfaces extérieures.

Enfin, il est aujourd'hui possible d'estimer ces GRF sur le terrain en condition réelle de pratique à l'aide des centrales inertielles intégrées aux systèmes de GPS portés par les joueurs de football sur le terrain. Cependant, cette technologie présente de nombreuses limites qui réduisent sa validité pour une utilisation dans le cadre spécifique du football, comme expliqué auparavant (cf. 1.3.3 -).

Il n'existe donc pas, à l'heure actuelle, d'outil permettant de mesurer les GRF dans des conditions répliquant la pratique réelle du football. C'est pourquoi le développement d'une chaussure à CI constitue une innovation majeure et prometteuse dans ce champ de recherche. Le fait de pouvoir recueillir des données de GRF sur un vrai terrain, sans altérer les mouvements du joueur, représente une opportunité majeure pour obtenir des données *in situ*, représentant l'ensemble des interactions joueur/chaussure/terrain.

La première étape de ce travail de recherche consistait donc à valider scientifiquement cette technologie de CI de manière à savoir si les données récoltées étaient fiables et similaires aux données de GRF obtenues classiquement avec des plateformes de force. Pour répondre à cette problématique, deux études ont été réalisées. La première consistait en une comparaison des données obtenues à l'aide d'une PFF (l'outil de

référence pour la mesure de GRF) à celles obtenues grâce aux CI lors de course à pied et de sauts (étude en laboratoire). Etant donné que cet outil est davantage destiné au recueil de données sur le terrain, la deuxième partie de cette étude de validation consistait en une comparaison des données récoltées avec les CI sur un vrai terrain de football aux données de GRF issues de la littérature et obtenues à l'aide de plateforme de force (en laboratoire) lors de course en ligne droite et de saut également (étude en situation réelle). Cette étude a fait l'objet d'une publication dans la revue *Sensors* en 2022 (Karamanoukian et al., 2022).

3.2 - Etude en laboratoire

Le but de cette première étude était donc de comparer les GRF issues de l'outil de référence (i.e. les PFF) à celles obtenues avec la paire de chaussure à CI, en condition de laboratoire. Pour répondre à cette problématique, des indicateurs ont été calculés et comparés lors de mouvements de course et de sauts enregistrés en simultané par une PFF et les CI.

3.2.1 - Méthodologie

3.2.1.1 - Matériel

La deuxième version de la CI (cf. 2.1.2.1 -, p. 79) a été utilisée pour cette validation. La paire de chaussure était donc équipée de 12 crampons (6 par chaussure) mesurant chacun la force normale à la semelle de la chaussure à l'aide de jauges de contraintes placées à l'intérieure du crampon. Le boîtier d'acquisition (230g) était porté par les participants dans leur dos à l'aide d'une brassière sportive.

La calibration de la paire de chaussure a été effectuée à l'aide d'une plateforme de force sur-mesure créée par Phyling (Figure 30). Cette dernière était composée d'une large surface en bois (ne comprenant aucun capteur) et d'un petit capteur de force verticale située en son centre. Il suffisait d'appliquer une force sur la plateforme en étant sûr qu'un seul crampon repose sur le capteur de force (et que tous les autres reposent donc sur le support non instrumenté). Cela a permis d'obtenir la force transmise uniquement par le crampon ciblé et donc d'effectuer sa calibration.



Figure 30 - Illustration de la méthode de calibration utilisée lors de cette étude (ici pour le crampon situé sous le 5ème métatarse)

3.2.1.2 - Procédures

Afin de comparer les données de GRF issues d'une PFF à celles issues des CI, une PFF (AMTI, Watertown, MA, USA) a été recouverte d'herbe synthétique (FieldTurf, Tarkett, Peachtree City, GA, USA). Cela a permis aux participants de courir et de sauter dessus en portant des chaussures à crampons. Les dimensions de la PFF étaient de 1200 x 600 mm. Les fréquences d'acquisition de la PFF et des CI étaient de 800 Hz. Seuls trois participants ont pris part à cette étude. Il leur a été demandé d'effectuer 50 appuis de course en arrivant avec leur pied droit sur la PFF, ainsi que d'effectuer 18 « countermovement jumps » (CMJs). Pour les appuis de course en ligne droite, il était demandé aux participants de courir à leur vitesse préférentielle (Arendse et al., 2004) et de marcher sur la PFF sans modifier leur allure naturelle de course. La validité de chaque essai était établie à l'aide d'un retour visuel en temps réel donné à l'expérimentateur. En ce qui concerne les CMJs, les participants devaient démarrer leurs sauts d'une position statique debout, avec mains sur les hanches, avant de descendre rapidement vers le sol grâce à une flexion de genou puis de remonter sans temps de pause en effectuant un saut avec une détente verticale maximale. Un intervalle de 10 secondes était donné aux participants entre chaque saut.

3.2.1.3 - Définition des référentiels

Comme décrit auparavant, chaque CI de cette version mesure la force normale à la semelle de la chaussure. Nous appellerons ces forces nGRF pour « normal GRF ». Les données avec les GRF verticales (vGRF) issues de la PFF ont été utilisées pour effectuer cette comparaison. Une représentation de ces deux référentiels (celui de la PFF et celui des CI) est présentée ci-dessous (Figure 31).

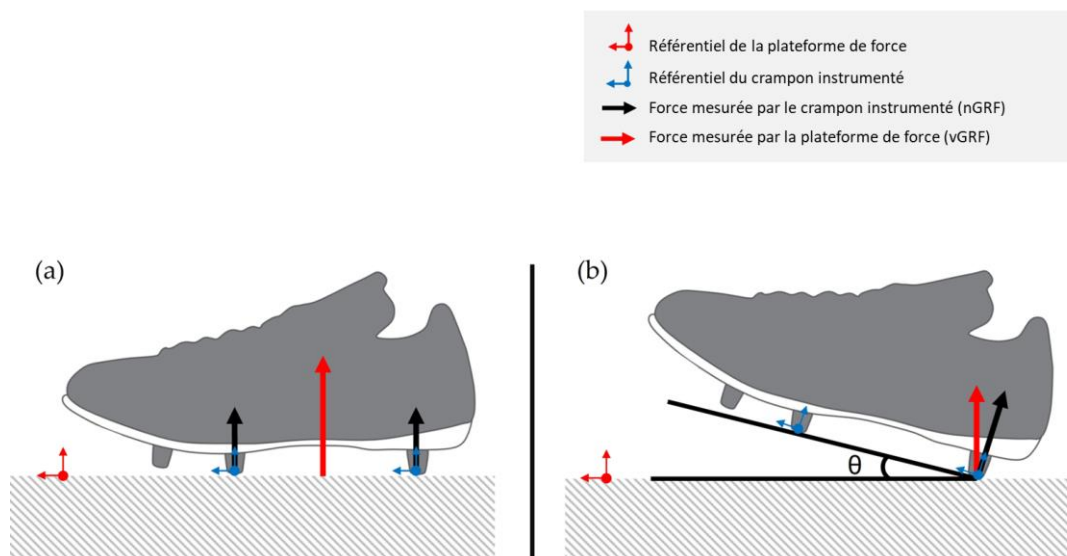


Figure 31 - Schéma représentant les forces mesurées par la plateforme de force et par les CI ainsi que leurs référentiels respectifs. (a) Cas de figure où les nGRF seraient égales aux vGRF. (b) Cas de figure (lors du contact initial au sol par exemple) où les nGRF seraient différentes des vGRF dû à un angle θ présent entre la semelle et le sol (d'après Karamanoukian et al., 2022)

3.2.1.4 - Analyse de données

L'analyse de données a été conduite sur Python (3.9) et JASP (0.14.1.0). Le début et la fin de chaque appui ont été définis à l'aide d'un seuil de 50 N (Cavanagh & Lafortune, 1980). Les données de la PFF et des CI ont été filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas (fréquence de coupure : 100Hz, troisième ordre) (Gerlach et al., 2005; Shorten & Mientjes, 2011). La courbe de force moyenne des 50 appuis a été calculée

pour chacun des outils afin de procéder à une comparaison visuelle. Les indicateurs calculés à chaque appui et à chaque CMJ ainsi que leurs descriptions respectives sont répertoriés dans le Tableau 1 et la Figure 32. Le taux de charge instantané a été calculé comme la dérivée maximale de GRF au cours de l'appui (Breine et al., 2017). Concernant les CMJs, la hauteur de saut a été calculée en utilisant la méthode du temps de vol (Dias et al., 2011).

Tableau 1 - Récapitulatif des indicateurs calculés à chaque appui et à chaque CMJ (BW = poids de corps)

Mouvement	Indicateur	Description (unité)
Course	Fz1	Pic initial de GRF (BW)
	Fz2	Pic actif (BW)
	LR	Taux de charge instantané (BW/s)
	Fz _{moy}	Force moyenne lors du pas (BW)
	TFz1	Temps entre le contact initial et Fz1 (ms)
	tFz2	Temps entre le contact initial et Fz2 (ms)
	TC	Temps de contact au sol (ms)
CMJ	FzImp	Valeur maximale de GRF lors de la phase d'impulsion (BW)
	FzRéc	Valeur maximale de GRF durant la phase de réception (BW)
	tFzRéc	Temps entre le temps de réception initial et FzRéc (ms)
	HS	Hauteur de saut (cm)

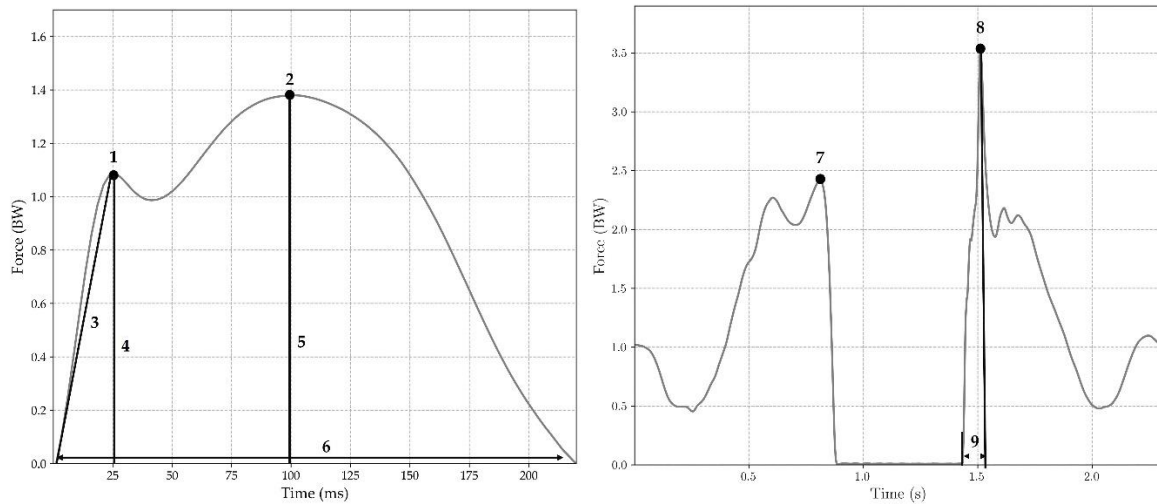


Figure 32 - Visualisation des indicateurs calculés lors de cette étude; 1 = Fz1, 2 = Fz2, 3 = LR, 4 = tFz1, 5 = tFz2, 6 = TC, 7 = FzImp, 8 = FzRéc, 9 = tFzRéc.

3.2.1.5 - Traitement statistique

Afin d'évaluer le degré d'accord (ou concordance) entre les données de la PFF et celles des CI, des coefficients de corrélation intra-classes ($ICC_{3,1}$) et les intervalles de confiance correspondants (à 95%) ont été calculés pour chaque indicateur. Plus la valeur d'ICC est haute, plus cela est significatif d'un haut degré d'accord entre les indicateurs de vGRF et de nGRF. Des valeurs situées en dessous de 0.50 témoignent d'un pauvre degré d'accord, entre 0.50 et 0.75 d'un degré d'accord moyen, entre 0.75 et 0.90 d'un bon degré d'accord et des valeurs supérieures à 0.90 témoignent d'un excellent degré d'accord, d'après les recommandations actuelles (Koo & Li, 2015). Le degré de concordance entre les deux outils a aussi été évalué à l'aide de diagrammes de Bland-Altman afin d'évaluer le biais moyen entre et d'estimer un intervalle de concordance dans lequel tombent théoriquement 95% des différences entre la première méthode d'évaluation et la deuxième (Giavarina, 2015). Les limites de concordance (LDC) ont aussi été calculées (± 1.96 écart type de la différence moyenne entre les deux méthodes) ainsi que le ratio de limites de concordance (RLDC) afin d'exprimer les LDC en pourcentage de la valeur moyenne de chaque indicateur (Kluitenberg et al., 2012)

3.2.2 - Résultats

Les valeurs moyennes et les écarts-type pour chaque indicateur calculé par la PFF et les CI ainsi que les résultats de l'ICC et des LDC sont reportés dans le Tableau 2 ci-dessous.

Tableau 2 - Résultats moyens (moy) et écart-type (ET) pour chaque indicateur. ICC = coefficients de corrélation intra-classes ; LDC = limites de concordance; RLDC = ratio de limites de concordance.

Mouv.	Indicateur	PFF moy ± ET	CI moy. ± ET	ICC ^(3,1) [95% CI]	Diff. moy. (LDC) (lim. basse, lim. haute)	RLDC (%)
Course	Fz1 (BW)	1.52 ± 0.32	1.45 ± 0.31	0.97 [0.96, 0.98]	-0.06 (-0.2, 0.08)	-4.3
	Fz2 (BW)	2.02 ± 0.09	2.05 ± 0.11	0.89 [0.86, 0.92]	0.02 (-0.07, 0.12)	1.2
	LR (BW/s)	145.63 ± 38.3	138.72 ± 34.65	0.97 [0.96, 0.98]	-6.92 (-23.8, 9.94)	-4.9
	Fz _{moy} (BW)	1.26 ± 0.05	1.25 ± 0.05	0.86 [0.81, 0.89]	0.00 (-0.06, 0.05)	-0.5
	tFz1 (ms)	16.38 ± 2.13	16.30 ± 2.37	0.73 [0.65, 0.80]	-0.08 (-3.30, 3.13)	-0.5
	tFz2 (ms)	114.6 ± 10.5	114.6 ± 10.9	0.79 [0.73, 0.85]	0.00 (-13.55, 13.56)	0.0
	TC (ms)	278.59 ± 13.82	279.15 ± 13.3	0.97 [0.96, 0.97]	0.55 (-5.48, 6.60)	0.2
CMJ	FzImp (BW)	2.44 ± 0.18	2.73 ± 0.24	0.70 [0.51, 0.83]	0.29 (-0.03, 0.61)	11.3
	FzRéc (BW)	3.20 ± 0.51	3.18 ± 0.52	0.94 [0.90, 0.97]	-0.03 (-0.37, 0.31)	-0.9
	tFzRéc (ms)	80.17 ± 15.58	84.14 ± 15.37	0.81 [0.68, 0.89]	-3.97 (-14.58, 22.53)	4.8
	HS (cm)	30.15 ± 4.03	29.89 ± 4.02	1.00 [1.00, 1.00]	-0.26 (-0.55, 0.04)	-0.9

D'excellents degrés de concordance ont été trouvés entre Fz1, LR, TC, FzRéc et HS (ICC : 0.9-1.0, RLDC : -4.9-0.2%). De bons degrés de concordance ont été trouvés pour Fz2, Fz_{moyenne} et tFzRéc (ICC > 0.75, RLDC : 0.0-4.8%) et un degré de concordance moyen a été trouvé pour FzImp et tFz1 (ICC > 0.70, RLDC : -0.5-11.3%). Les diagrammes de Bland-Altman correspondants sont disponibles

Les courbes moyennes de GRF issues des 50 appuis de course mesurés par la PFF et les CI ainsi qu'un exemple de CMJ sont présentés Figure 33.

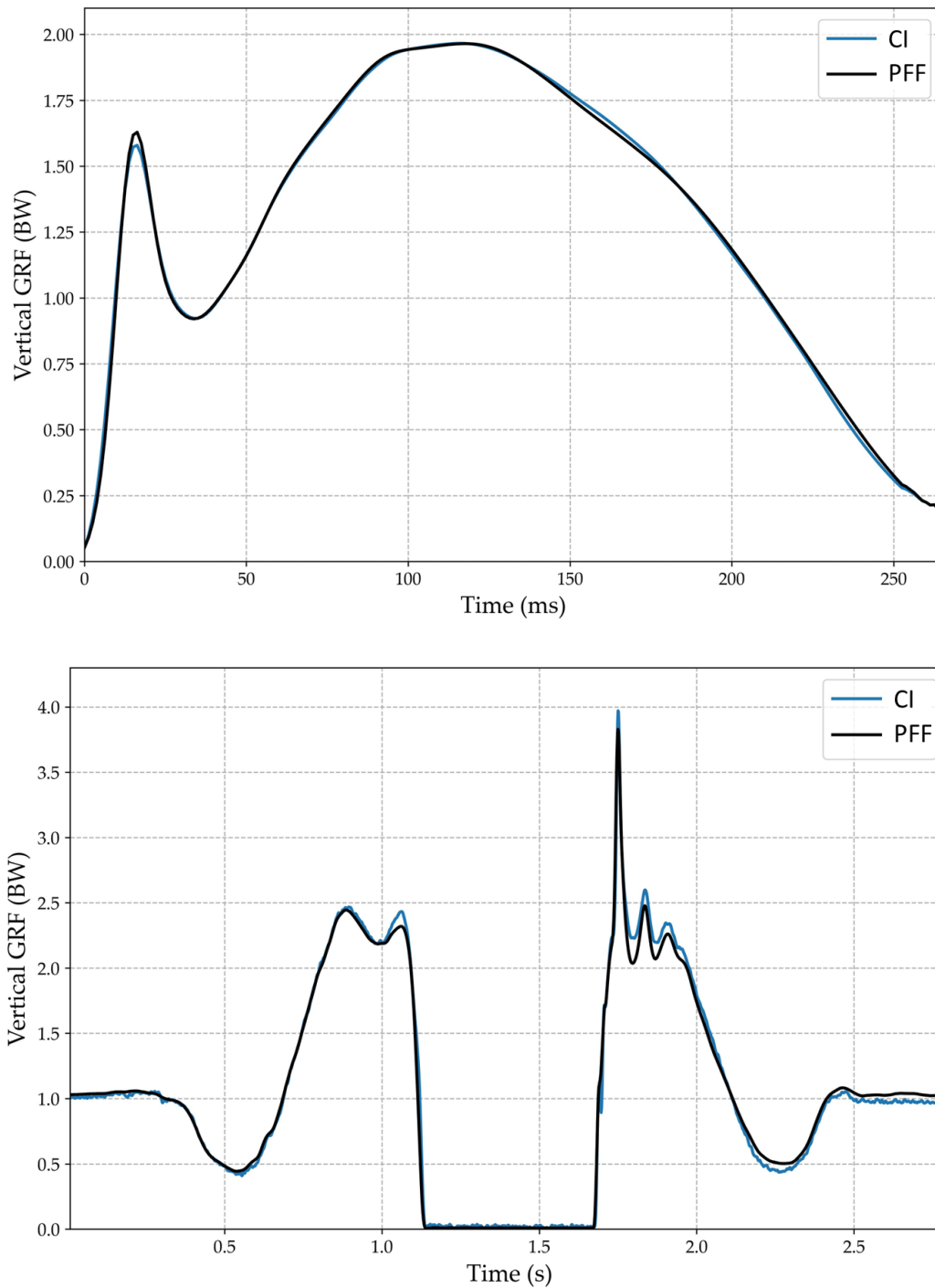


Figure 33 - (En haut) Courbes de GRF moyennes obtenues par la PFF (noir) et les CI (bleu). (En bas) Exemple d'un CMJ enregistré par la PFF (bleu) et les CI (noir)

En ce qui concerne les appuis de course, nous pouvons constater des courbes très similaires entre les deux outils. Il en est de même pour les CMJs, à part de légères surestimations de la part des CI sur la fin de phase d'impulsion. Les patterns de vGRF

et nGRF démontrent une courbe caractéristique d'un CMJ : un double pic en phase d'impulsion suivi d'un important pic de force lors de la réception.

3.2.3 - Discussion

Le but de cette étude était de comparer les données de GRF obtenues à l'aide des CI à celles obtenues avec une PFF, l'outil de référence pour la mesure de vGRF, afin d'évaluer la validité des CI comme outil de mesure de vGRF. Les résultats démontrent un très fort degré de similitude et de concordance entre les données obtenues avec les CI et les données obtenues avec la PFF. Des degrés d'accord allant de bons à excellents ont été trouvés entre les deux méthodes, pour chaque indicateur dynamique calculé (sauf Fz_{Imp}). Des résultats similaires ont été trouvés pour les paramètres spatio-temporels associés (sauf pour $tFz1$). Les faibles ratios de limites de concordance (RLDC) démontrent également cette similarité entre les deux outils. Par conséquent, les CI peuvent être considérés comme un outil de mesure valide des vGRF.

Concernant les mouvements de course, les seules légères différences notables parmi les vGRF et les nGRF concernent les indicateurs liés à l'impact au sol ($Fz1$, $tFz1$, LR). Cela peut sans doute s'expliquer par le fait que les CI mesurent les nGRF dans leur propre référentiel (normal à la chaussure) en comparaison avec la PFF qui mesurent les vGRF (dans l'axe normal au sol) (voir 3.2.1.3 -). Ainsi, durant la phase de contact initial avec le sol, si un participant attaque le sol avec un pied non positionné totalement à plat (i.e. avec une attaque talon ou une attaque avant-pied), les valeurs de nGRF seront différentes de celles des vGRF. En perspective, une utilisation d'un système de capture de mouvement pourrait permettre de vérifier cette hypothèse grâce à la mesure de l'angle de contact avec le sol. En ce qui concerne les CMJs, les deux patterns de vGRF et nGRF démontrent également une grande similitude et une courbe caractéristique (Harry et al., 2017; McHugh et al., 2021).

Une des limitations de cette étude réside dans le faible nombre de participants ($n=3$) ayant participé. Cependant, cette étude était davantage orientée vers une comparaison méthodologique plutôt que sur la recherche de différences inter-individuelles.

3.3 - Etude en situation réelle

Le but de cette expérimentation sur le terrain était d'étudier et de comparer les valeurs de GRF (tant au niveau des indicateurs que des patterns) issus de course en ligne droite et de CMJ récolté à l'aide des CI à ceux issus de la littérature et récoltés à l'aide de PFF.

3.3.1 - Méthodologie

3.3.1.1 - Participants

Pour cette étude, 11 participants ont pris part aux expérimentations (11 hommes, âge : 22 ± 1.2 ans; taille : 176 ± 0.5 cm; poids : 70 ± 4.9 kg). Les participants ont été recrutés selon 2 critères : une pratique régulière du football (au moins une fois par mois) et l'absence de blessure aux membres inférieurs durant les 6 mois précédents l'étude. Chaque participant devait avoir une pointure située entre 42.5 et 43 de manière à pouvoir porter la paire de chaussure instrumentée de taille 43. Le consentement éclairé des participants a été recueilli avant l'étude (Annexe G). Cette étude a été validée par le comité d'éthique de la recherche de l'Université Paris-Saclay (POLETHIS, n° 2021-170).

3.3.1.2 - Matériel

La deuxième version de la chaussure instrumentée a été utilisée pour cette étude, de manière similaire à l'étude en laboratoire. Le seul changement réside dans le fait que pour cette expérimentation, uniquement les données d'une chaussure (sur les deux) ont été utilisées, pour des raisons techniques.

3.3.1.3 - Procédures

Il a été demandé aux participants de réaliser des courses à plusieurs vitesses ainsi que des CMJs. D'abord, les participants devaient courir en ligne droite aux vitesses suivantes : 3, 4 et 5 m/s. Afin d'obtenir une quantité de données suffisante pour prendre en compte la variabilité intra-individuelle des participants, chacun d'entre eux a réalisé deux courses de 50m pour chaque condition. Des plots, placés tous les 10m, servaient de repères aux participants afin de courir à la vitesse voulue. En effet, ces derniers devaient adapter leur vitesse de manière à franchir chaque plot au même moment où un signal audio leur était donné. Si le participant courait à une vitesse trop faible (i.e. il se situait à plus de 50 cm en avant du plot) ou trop rapide (i.e. s'il se situait à plus de 50 cm après le plot), l'essai était considéré comme non valable par l'expérimentateur. Une pause d'une minute était accordée aux participants après chaque essai. Les participants pouvaient s'échauffer avant les essais et se familiariser avec les différentes vitesses de course en amont de l'expérimentation. Puis il a été demandé aux participants de réaliser 5 CMJs. Les mêmes consignes que dans l'étude en laboratoire ont été données aux participants concernant la réalisation des CMJs. Le temps de repos entre deux sauts était d'une minute.

Les expérimentations ont pris place sur un terrain de football équipé de gazon synthétique situé en extérieur équipé d'un gazon de dernière génération (TT+45, Eurofield, Aigremont, France). Ce terrain répond aux dernières normes en vigueur au niveau européen (EN 15330-1) et français (NF P90-112) et est conforme aux réglementations de la Fédération Française de Football (FFF, 2014). Le taux d'humidité du terrain a été évalué avant chaque expérimentation afin de s'assurer que le terrain n'était ni trop sec ni trop humide.

3.3.1.4 - Analyse de données

Les logiciels utilisés, les indicateurs calculés et la manière de découper les appuis sont similaires à ceux utilisés lors de l'étude en laboratoire (cf. 3.2.1.4 -). Les données de force sont représentées en fonction du poids de corps (BW) de chaque participant afin d'améliorer les comparaisons inter-individuelles. Pour chaque participant, les patterns de force moyens ont été calculés pour chaque condition (3, 4 et 5 m/s) en fonction du pourcentage de temps de contact. Ensuite, les patterns moyens de chaque participant ont été moyennés pour obtenir un unique pattern de GRF par vitesse de course représentatif de l'ensemble des participants. Cette méthode peut induire une diminution des pics de force due à des possibles différences temporelles dans l'apparition de ces pics entre les participants (Cavanagh & Lafortune, 1980; Hamill et al., 1983).

3.3.1.5 - Traitement statistique

Les moyennes et écarts type ont été calculés pour chaque indicateur et chaque condition. Une analyse multivariée répétée de la variance (MANOVA) a été réalisée pour constater l'effet du facteur vitesse l'ensemble des indicateurs de GRF. Une correction (Huyn-Feldt) a été appliquée lorsque la violation de la sphéricité a été constatée. Une analyse répétée de la variance (ANOVA) avec tests post-hoc de Bonferroni a été réalisée sur chaque indicateur présentant des différences significatives. L'analyse statistique a été conduite sur un nombre d'appuis similaire (n=292) pour chacune des conditions de vitesses afin de s'assurer d'avoir des échantillons de tailles similaires. Le seuil de significativité a été placé à $p < 0.05$.

3.3.2 - Résultats

3.3.2.1 - Course en ligne droite

Le nombre total d'appuis analysés pour tous les participants a été de 446 pour la condition de course à 3 m/s, 393 pour la condition de course à 4m/s et 292 pour la condition de course à 5 m/s. Les résultats sont présentés dans le Tableau 3. L'indicateur Fz1 (et l'indicateur tFz1 correspondant) n'ont pas été calculés chez 3 participants qui ont démontré une attaque médio-pied. L'attaque du sol de ces participants a été caractérisée ainsi car leurs crampons situés sous les 1^{er} et 5^{ème} métatarses ont touché le sol avant ou en même temps que les crampons situés au niveau du talon sur la majorité des appuis.

Tableau 3 - Valeurs moyennes pour chaque indicateur en fonction de la vitesse de course et F-ratio correspondants

Indicateur	3 m/s	4 m/s	5 m/s	F-ratio
Fz1 (BW)	1.39 ± 0.44	1.66 ± 0.49	1.76 ± 0.55	19.24***
Fz2 (BW)	1.46 ± 0.39	1.64 ± 0.49	1.68 ± 0.49	19.40***
LR (BW/s)	80.01 ± 32.27	109.08 ± 39.46	137.07 ± 57.93	120.60***
Fz_{moy} (BW)	0.99 ± 0.21	1.12 ± 0.27	1.14 ± 0.27	31.96***
tfz1 (ms)	32.13 ± 13.27	25.94 ± 5.57	22.05 ± 6.18	35.33***
tfz2 (ms)	89.92 ± 22.33	80.98 ± 20.23	66.22 ± 17.47	96.20***
TC (ms)	225.73 ± 36.37	197.46 ± 29.55	165.45 ± 25.93	272.35***

La MANOVA a révélé des différences significatives entre les vitesses de courses ($F = 73,72$; $p < 0,001$). L'analyse répétée de la variance (ANOVA) a révélé une augmentation significative de LR et de Fz_{moy} pour chaque condition de vitesse ($p < 0,001$). Fz1 et Fz2 ont aussi augmenté de manière significative entre les conditions 3 m/s et 5 m/s

($p < 0,001$) mais pas entre les conditions 4 m/s et 5 m/s (respectivement $p = 0,17$ et $p = 0,59$). En ce qui concerne les paramètres spatio-temporels, des baisses significatives ont été trouvées pour tFz1, tFz2 et TC pour en fonction de chaque condition de vitesse ($p < 0,001$). Les courbes de GRF moyennes pour chaque condition sont présentés ci-dessous (Figure 34).

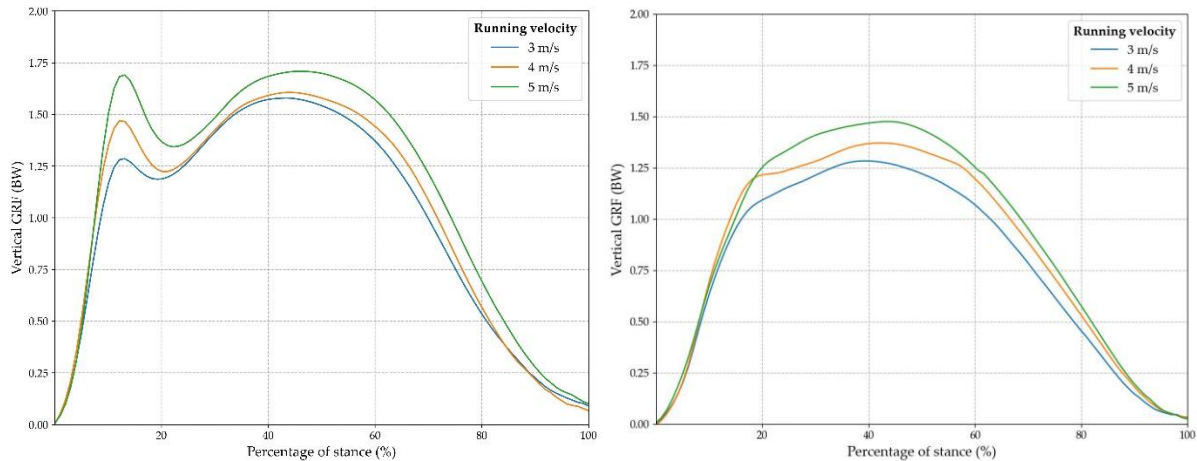


Figure 34 - Courbes moyennes de GRF par condition de vitesse pour les coureurs à attaque talon (à gauche) et les coureurs à attaque médio-pied (à droite) exprimées en fonction du pourcentage d'appui.

3.3.2.2 - CMJ

En ce qui concerne les CMJs, les résultats sont présentés dans le Tableau 4 ci-dessous. Pour rappel, les données d'une seule chaussure ont été récoltées dans cette partie de l'étude.

Tableau 4 – Valeurs des différents indicateurs calculés lors des CMJ sur le terrain.

Indicateur	Moyenne (\pm écart-type)
FzImp (BW)	0.78 \pm 0.45
FzRéc (BW)	1.77 \pm 0.54
tFzRéc (ms)	57.85 \pm 14.77
HS (cm)	33.65 \pm 5.92

3.3.3 - Discussion

A notre connaissance, cette étude est la première à recueillir des GRF sur le terrain avec un grand nombre d'appui et sans modifier les conditions réelles de pratique. Malgré le manque d'études ayant récolté des données de GRF sur un terrain en herbe, nous pouvons essayer de comparer ces résultats présents aux études ayant récolté des GRF en condition de laboratoire. Les résultats de cette étude ont démontré une augmentation linéaire et logique de la plupart des indicateurs de GRF en relation avec l'augmentation de la vitesse de course. Cela est en accord avec les études précédentes ayant recueilli des GRF lors de course en ligne droite à plusieurs vitesses (Hamill et al., 1983; Munro et al., 1987; Nilsson & Thorstensson, 1989). De manière similaire, la forme générale des patterns de GRF est également en conformité avec ces études, que ce soit pour les coureurs à attaque talon ou ceux à attaque médio-pied, ces derniers démontrant une absence caractéristique de pic initial (Hamill et al., 1983).

Cependant, en termes d'amplitude, certaines valeurs de GRF obtenues dans cette étude sont plus faibles que celles issues de la littérature. Ainsi, les valeurs de Fz1 dans cette étude étaient situées entre 1.39 et 1.76 BW (cf. Tableau 3) alors que Cavanagh et al. (1980) ont trouvé un pic initial supérieur à 2 BW et que Munro et al. (1987) ont, eux, trouvé des valeurs situées entre 1.57 et 2.32 BW pour des vitesses de course similaires. Une explication possible à ces différences réside dans les capacités d'amorti plus importantes et/ou la moins bonne restitution d'énergie des terrains en herbe synthétique en comparaison avec les sols « durs » sur lesquels ont été effectuées les études précédemment citées (cf. 1.4.2; Colino et al., 2020). Quant aux valeurs trouvées de Fz2 et de LR, elles sont inférieures à celles trouvées par Cavanagh et al. (1980) mais sont en accord avec celles rapportées par Munro et al. (1987) (80.01–137.07 BW/s dans cette étude contre 77.2–113 BW/s).

Concernant les CMJs, les valeurs de hauteur de saut trouvées sont similaires à celles trouvées avec une population comparable (Navarro-santana et al., 2020). En revanche, les valeurs de FzRéc issues de cette étude (1.77 BW) sont largement inférieures à celles de la littérature (6.0 – 9.9 BW), et cela même en prenant en compte que les GRF étaient issues d'une seule chaussure (McClay et al., 1994; Ortega et al., 2010). Encore une fois, cela peut s'expliquer par les différentes surfaces utilisées lors des expérimentations.

Une des limites inhérentes à cette étude concerne le fait que durant la course sur le terrain en herbe, des parties de la chaussure autre que les crampons (par exemple la semelle extérieure) ont pu être en contact avec le terrain. Cela aurait pu avoir comme effet de réduire l'amplitude des forces mesurées, certaines forces ayant potentiellement été transmises via des parties non instrumentées de la chaussure. Enfin, il est à noter que la vitesse de course des participants était uniquement contrôlée à l'aide des signaux acoustiques. L'utilisation de cellules photoélectriques aurait permis une mesure plus précise de cette vitesse de course.

Résumé

- Ces deux études avaient pour objectif d'évaluer la validité de la chaussure à CI comme outil de mesure des GRF (et plus particulièrement des vGRF).
- Les résultats obtenus, à la fois sur le terrain et en laboratoire, démontrent que les CI sont un outil valide pour obtenir des données de vGRF en condition réelle de pratique.
- Après avoir validé cet outil, il convient maintenant de l'utiliser sur le terrain comme outil de quantification de la fatigue neuromusculaire.

Chapitre 4 - Détection de la fatigue neuromusculaire aigüe sur le terrain

Comme expliqué auparavant, la fatigue neuromusculaire en course à pied induit des modifications des paramètres biomécaniques au fur et à mesure que cette dernière s'installe. Mieux comprendre ces adaptations permettrait de mieux comprendre les mécanismes sous-jacents à l'apparition de la fatigue afin de mieux la gérer. De nombreuses études se sont intéressées à ce sujet en course à pied en obtenant différents indicateurs dynamiques et spatio-temporels lors de la course à l'aide de plateforme de force, le plus souvent en laboratoire. Ces études présentent plusieurs limites (cf. section 1.4.2 -) comme le faible nombre d'appuis étudiés ou le manque de validité écologique. Le but de cette étude était donc d'étudier les variations des indicateurs de GRF lors d'une course à vitesse constante jusqu'à épuisement de manière *in situ*. Nous verrons tout d'abord de quelle manière évoluent les indicateurs de GRF dans les études existantes en course à pied, puis nous mettrons en place une méthodologie pour obtenir ces données sur le terrain afin de comparer nos résultats à ces études passées. Cette étude fait actuellement l'objet d'une soumission dans le journal *Medicine & Science in Sports & Exercise* (MSSE).

4.1 - Introduction

Etant donné la variation des GRF avec la vitesse de course, nous considérerons ici uniquement les études ayant comparé des indicateurs et des patterns de force pré- vs post-fatigue à des vitesses similaires et dans des conditions matérielles similaires. Cela permet en effet de s'assurer que les modifications et adaptations détectées soient uniquement liées à l'apparition de la fatigue et non à un changement de conditions expérimentales (Siler & Martin, 1991). Nous nous focaliserons d'abord sur les indicateurs de GRF liés à l'impact au sol, puis à ceux liés à la propulsion et enfin aux indicateurs spatio-temporels.

4.1.1 - Evolution des indicateurs de GRF liés à l'impact au sol

Lors d'exercices provoquant des impacts à répétition comme la course à pied, la fatigue neuromusculaire peut induire des altérations dans les mécanismes d'absorption et d'amorti des forces. L'ensemble des études qui portent sur l'évolution de l'efficacité des CED révèlent clairement une perte de tolérance aux forces d'impacts élevées avec la fatigue (Komi, 2000). En effet, la sensibilité du réflexe myotatique à un étirement passif est largement altérée après un exercice fatiguant de type étirement-détente. La réponse musculaire n'est plus aussi importante (comparée à un étirement similaire en condition de non-fatigue) : la régulation de la raideur du muscle est donc perturbée et surtout réduite avec la fatigue (Nicol et al., 1991).

Cette détérioration de la boucle réflexe induit donc une moins bonne résistance à l'étirement des structures musculaires soumises aux impacts élevés et répétés (Giandolini, 2017). Cela a pour conséquence de diminuer la pré-activation des gastrocnémiens, cette dernière servant à gérer la raideur musculaire à encaisser les forces importantes à l'impact. Il existe en effet une corrélation très élevée ($R = 0.94$)

entre la pré-activation du gastrocnémien et les valeurs de force à l'impact (Gollhofer et al., 1987). Avec la fatigue, une baisse de la raideur va induire une réduction de la valeur de la force verticale et du taux de charge lors de l'impact au sol : cela peut aussi être vu comme une stratégie protectrice pour absorber moins de forces (Morin, Samozino, et al., 2011; Müller et al., 2010).

Cela est en accord avec les résultats de différentes études trouvant des baisses significatives du taux de charge et/ou du pic d'impact après un protocole de fatigue avec augmentation de la vitesse par palier jusqu'à épuisement (taux de charge : -7,1%, $p < 0,001$; pic d'impact : -13,3 %, $p < 0.001$) (Gerlach et al., 2005), ou à la suite d'un marathon (Nicol et al., 1991). De plus, lors d'un exercice demandant des répétitions de CED jusqu'à épuisement, Nicol et al. (1996) ont trouvé une baisse d'amplitude de 44% de la pré-activation des gastrocnémiens. Cela rejoint les travaux de Rabita et al. (2013), qui ont eux aussi trouvé chez des athlètes de haut niveau, lors d'une tâche de course à intensité élevée (95% de la Vitesse Maximale Aérobie ou VMA), une baisse de la pré-activation (-13,1%) des trois chefs musculaires du triceps sural lors de la phase de contact avec le sol .

A l'inverse, d'autres études ont montré une augmentation du taux de charge après une course de 2x20 min (+22,1%, $p < 0,01$) (Clansey et al., 2012) et après une course d'ultra-endurance de 24h – avec une grande variabilité inter-individuelle (+5,96% \pm 16,1%, $p = 0,062$). Cette augmentation du taux de charge pourrait être expliquée par une diminution de l'angle de dorsiflexion lors de l'attaque du sol (attaque du pied plus « à plat »), constatée également dans cette même étude (Clansey et al., 2012). En effet, plusieurs auteurs ont démontré que l'angle d'attaque au sol était corrélé au taux de charge à l'impact : plus le participant attaque le sol avec un pied à plat (peu ou pas de dorsiflexion), plus le taux de charge augmente (Breine et al., 2018; Gerritsen et al., 1995). Une plus grande dorsiflexion réduit en effet les forces d'impact au sol (le taux de charge et/ou la valeur du pic passif) en permettant un meilleur travail excentrique du tibial

antérieur au moment du contact avec le sol et une meilleure absorption des forces (chaque degré de dorsiflexion en moins engendrant, d'après une simulation, une augmentation des forces à l'impact de 85 N) (Gerritsen et al., 1995).

Ces résultats sont également confirmés par ceux de Christina et al. (2001), qui ont induit une fatigue localisée sur les muscles responsables de la dorsiflexion de cheville et qui ont constaté une baisse significative de l'angle de cheville (moins de dorsiflexion, pied plus à plat) corrélée fortement ($R^2 = 0.94$) à une augmentation significative du taux de charge (+28,7%, $p < 0.01$) (Figure 35).

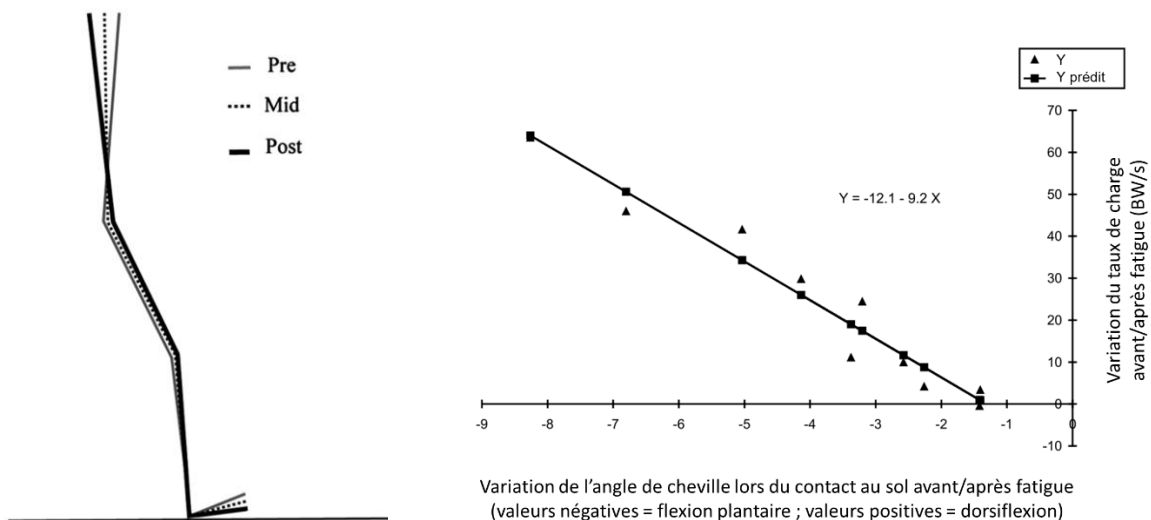


Figure 35 -A gauche, évolution de l'angle à la cheville, au genou et à la hanche entre avant, pendant et après le protocole de fatigue (Clansey et al., 2012). A droite, relation ($R^2 = 0.94$) entre la variation de l'angle de cheville au moment de l'impact et la variation du taux de charge entre avant et après un protocole de fatigue ciblant les muscles responsables de la dorsiflexion de cheville.

Suivant cette même logique, d'autres auteurs ont démontré une baisse du taux de charge corrélée à une augmentation de la dorsiflexion au contact avec le sol après un protocole de fatigue (Bazuelo-Ruiz et al., 2018).

Avec la fatigue, la valeur du taux de charge pourrait donc diminuer la mise en place d'une stratégie « protectrice » ayant pour but de limiter les forces d'impact (ce suite à

qui induit une baisse de pré-activation et donc de raideur des gastrocnémiens et/ou de la cheville). Mais le taux de charge peut aussi augmenter, notamment à la suite d'un changement dans la cinématique de course induisant un angle d'attaque du sol moins élevé. Il est à noter qu'il n'existe pas forcément de lien entre la raideur des gastrocnémiens et l'angle à la cheville : ce dernier dépend également de la raideur du muscle antagoniste (tibial antérieur) et de la position des autres articulations (genou et hanche) (Rabita et al., 2013).

Il existe donc une grande variabilité des résultats sur les mécanismes d'atténuation des chocs au sol lors d'une course à pied (Giandolini, 2017). Ces résultats différents peuvent être liés à une variabilité inter-individuelle élevée, des protocoles de fatigue différents (durée et intensité très variables), et une hétérogénéité des populations étudiées (d'amateurs à professionnels).

De nombreuses études ont par ailleurs essayé de caractériser l'impact au sol en situation de fatigue en mesurant l'accélération au niveau du tibia, du sacrum ou bien de la tête. Cependant, les données d'accélération lors de l'impact sont à mettre en relation avec la masse effective lors de ce même impact. La masse effective peut être définie comme la portion de la masse du corps qui a un effet sur les forces passives au moment de l'impact (Valiant, 1990). Cette masse peut provenir du pied, de la jambe et même d'autres parties du corps et représente en général uniquement 6% à 20% de la masse totale du participant (Addison & Lieberman, 2015; Derrick et al., 2002). Ainsi, une augmentation du pic d'accélération tibiale peut être causée par une diminution de la masse effective, une masse plus faible étant plus facile à accélérer. Par conséquent, cela peut induire des GRF plus faibles à l'impact: Derrick et al. (2002) ont par exemple montré, grâce à une modélisation biomécanique de course, qu'une diminution de la masse effective de 20% à 15% avait pour conséquence d'augmenter le pic d'accélération mais de baisser les forces d'impact. Ainsi, une augmentation du pic d'accélération tibiale n'est pas forcément synonyme d'un impact plus traumatisant. Les

indicateurs liés directement aux GRF (dans le domaine temporel ou fréquentiel) semblent donc plus adaptés pour caractériser l'influence de la fatigue sur l'impact au sol lors de la course à pied. De plus, ces derniers sont également corrélés à l'apparition de certaines blessures (Derrick et al., 2002; Gerlach et al., 2005)

4.1.2 - Evolution des indicateurs de GRF liés à la propulsion

La phase d'impact décrite ci-dessus influence également la phase de propulsion qui suit, débutant généralement 35 ms après le contact au sol (Shorten & Mientjes, 2011). Il a en effet été constaté chez certains participants une baisse de la raideur musculaire provoquée par la détérioration du CED et la diminution de la pré-activation des chefs musculaires du triceps sural. Cette baisse de raideur induit par conséquent une baisse de l'énergie potentielle élastique stockée lors de la phase «d'étirement» du CED (P. V. Komi, 2000). Cela s'explique par le fait que même si une structure tendineuse moins raide (plus élastique) peut stocker plus d'énergie pour un étirement donné, une augmentation de raideur de la composante élastique série (CES) reste malgré tout un avantage car elle permet une meilleure transmission de la force additionnelle produite par la composante contractile (CC). La fatigue induit donc un stockage d'énergie élastique plus faible lors de la phase de résistance à l'impact au sol (phase excentrique), ce qui aura pour conséquence de diminuer la restitution de l'énergie et l'effet « ressort » lors de la phase de propulsion (phase concentrique) et l'efficacité générale du CED.

Pour maintenir la même vitesse de course en état de fatigue malgré cette baisse d'efficacité, une phase de propulsion d'une durée plus longue est donc nécessaire. Une baisse du pic actif, ainsi qu'une augmentation de la durée de cette phase de propulsion avec la fatigue ont donc été trouvés dans de nombreuses études (P. V. Komi, 2000; Nicol et al., 1991; Rabita et al., 2011, 2013).

Dans la majorité des études, il a été démontré que la raideur du membre inférieur (k_{leg}) restait inchangée (Möhler et al., 2022; Slawinski et al., 2008), voire diminuait (Hayes & Caplan, 2014; Möhler, Fadillioglu, et al., 2021; Rabita et al., 2011, 2013) avec la fatigue. Cette baisse de k_{leg} (due à une augmentation de ΔL et/ou à une diminution du pic actif) est liée à la baisse de raideur constatée lors de la phase d'impact et pourrait elle aussi être considérée comme une stratégie protectrice, les participants diminuant la force maximale et redistribuant la somme totale des forces encaissées sur un temps plus long (Alentorn-Geli et al., 2009). À l'inverse, il a été démontré qu'une augmentation de k_{leg} permettrait d'optimiser le stockage et la réutilisation de l'énergie élastique et donc d'augmenter la performance et l'économie de course (Brughelli & Cronin, 2008).

Quant à la raideur verticale (k_{vert}), il a aussi été constaté qu'elle diminuait à la suite de courses à intensité constante allant de 80 à 100% de la VMA (Dutto & Smith, 2002; Hayes & Caplan, 2014; Luo et al., 2019; Möhler, Fadillioglu, et al., 2021), ou bien qu'elle restait constante (Rabita et al., 2011, 2013; Slawinski et al., 2008). Il a été démontré que les coureurs ayant une moins bonne raideur verticale bénéficiaient d'une plus faible contribution d'étirement passif et consommait donc plus d'énergie en comparaison avec un pattern de course exagérant la flexion du genou (McMahon et al., 1987; Slawinski et al., 2008). Cette dépense d'énergie supplémentaire mène malheureusement à une progression de la fatigue encore plus rapide.

Cependant, une étude comparant les GRF entre avant et après un ultra-trail a trouvé une augmentation de k_{vert} (due à une diminution de ΔL), allant à l'encontre des résultats précédents (Morin, Samozino, et al., 2011). Ces différences peuvent bien sûr s'expliquer par la durée de course beaucoup plus longue mais aussi par la forte variabilité inter-individuelle constatée (k_{vert} : $+9,96\% \pm 10,8\%$, pic actif : $-4,42\% \pm 5,7\%$, taux de charge : $+5,96\% \pm 16,1\%$).

4.1.2.1 - Variabilité interindividuelle

Cette haute variabilité entre coureurs a également été constatée dans de nombreuses études, y compris par Dutto et Smith (2002) : après une course à 80% de leur VMA (57 min en moyenne), 11 participants ont démontré une baisse significative de k_{vert} ($p < 0.001$), trois participants ont démontré une augmentation significative de ce même paramètre, et un participant n'a démontré aucun changement. Hunter et Smith (2007) ont également trouvé d'importantes différences entre les participants à la suite d'une course de 1h à haute intensité : k_{leg} est par exemple restée constante au niveau de l'ensemble des participants ($n = 16$), mais au niveau individuel, quatre participants ont démontré une baisse significative tandis que trois ont démontré une augmentation significative. De manière similaire, Rabita et al. (2011) n'ont constaté aucune différence pré- vs post-fatigue à la suite d'une course à 95% VMA pour k_{vert} ($n=9$). En revanche, au niveau individuel, quatre participants ont démontré une augmentation de k_{vert} de plus de 10% et quatre autres une diminution de plus de 10%. Enfin, après un protocole de course de 42 min imitant les efforts produits lors d'un match de football, Oliver et al. (2014) n'ont trouvé aucune différence dans les valeurs de k_{leg} au niveau du groupe ($n=10$), mais ont trouvé que cinq participants avaient augmenté k_{leg} tandis que les cinq autres avaient démontré une baisse de k_{leg} (Oliver et al., 2014). Ces mêmes auteurs ont également trouvé que les variations de k_{leg} étaient corrélées positivement ($R^2 = 0,89$) aux variations de pré-activation du soléaire.

Il est donc bien établi que les données de GRF permettent de détecter les altérations induites par la fatigue neuromusculaire. Ces altérations sont spécifiques à chaque participant et représentent des stratégies différentes employées en réponse à la fatigue, que ce soit sur des courses de courtes durées (≈ 10 min, Rabita et al., 2011), de durées moyennes (≈ 45 min - 1h, Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007; Oliver et al., 2014) ou longues (≈ 24 h, Morin et al., 2011). Ces différences peuvent s'expliquer par

des sensibilités à des niveaux de résistance différents (Siler & Martin, 1991) ou par des capacités de modulation du réflexe d'étirement différentes (Oliver et al., 2014).

4.1.3 - Evolution des indicateurs spatio-temporels

En plus des indicateurs dynamiques cités ci-dessus, il est également possible d'obtenir avec des PFF les indicateurs spatio-temporels concernant la course. Ces indicateurs ont également été fréquemment étudiés dans la littérature à l'aide d'autres outils plus faciles à mettre en œuvre comme des centrales inertielles (Reenalda et al., 2016) ou des systèmes de détection optique (Lussiana, 2011).

En ce qui concerne la fréquence (ou cadence) d'appuis, plusieurs auteurs ont postulé qu'une augmentation de cette dernière induisait une augmentation de k_{vert} (Dutto & Smith, 2002; Farley & González, 1996) et/ou de k_{leg} (Farley & González, 1996). Cette relation existe peu importe que la fréquence soit augmentée de manière intentionnelle ou à la suite d'un exercice fatiguant. Ainsi, dans une étude où les participants ont démontré une augmentation de k_{vert} avec la fatigue, la fréquence de pas a aussi augmenté de manière significative (grâce à une baisse significative du temps de contact et un temps de vol constant) (Morin, Samozino, et al., 2011). A l'inverse, dans une autre étude où la plupart des participants ont démontré une baisse de k_{vert} , il a été démontré que la fréquence de pas avait diminué de manière significative (Dutto & Smith, 2002).

Cependant, dans trois autres études trouvant une baisse de k_{leg} et/ou de k_{vert} (Möhler, Fadillioglu, et al., 2021; Rabita et al., 2011, 2013), la fréquence d'appuis des participants est restée constante, ce qui implique également une longueur de foulée constante étant donné que la vitesse de course était fixée dans ces trois études. Cette fréquence d'appui est restée constante car les participants de ces études ont augmenté significativement leur temps de contact au sol tout en baissant de manière similaire

leur temps de vol. Les participants ont donc sélectionné une fréquence et une longueur de foulée « optimale » pour leur consommation d'énergie et ont essayé de les garder constante malgré l'apparition de la fatigue (Hunter & Smith, 2007; Möhler et al., 2021). Pour compenser le temps de contact plus long nécessaire au maintien de la même vitesse (étant donné la baisse de raideur), les participants n'avaient donc pas d'autres choix que de réduire leur temps de vol. En résumé, tout comme les paramètres dynamiques, les paramètres spatio-temporels évoluent différemment avec la fatigue selon le participant et la stratégie employée.

Enfin, il est aussi possible de s'intéresser à la variabilité de ces différents indicateurs en situation de non-fatigue et de fatigue. A la suite d'une course d'une vingtaine de minute à intensité constante, des chercheurs ont démontré une baisse de variabilité de k_{leg} et k_{vert} en situation de fatigue (Möhler, Fadillioglu, et al., 2021). Une autre étude a démontré une augmentation de la variabilité fréquence d'appui chez des coureurs experts en situation de fatigue alors que les coureurs novices ont démontré une baisse de cette même variabilité avec la fatigue (Mo & Chow, 2018). Certains auteurs postulent également que des individus asymptomatiques démontreraient une plus grande variabilité au niveau de leurs coordinations segmentaires que des individus symptomatiques (Hamill et al., 2012)

Cette étude a donc pour objectif de mesurer les indicateurs dynamiques et spatio-temporels lors d'une course à vitesse constante jusqu'à épuisement sur un terrain réel de football à l'aide des chaussures à CI et d'étudier leur évolution avec la fatigue.

4.2 - Méthodologie

4.2.1 - Participants

Pour cette expérience, 10 participants (moyenne \pm écart-type : âge = 22.6 ± 2.2 ans ; taille = 176.7 ± 5.4 cm ; poids = 68 ± 4.5 kg) ont été recrutés. Les participants ont été recrutés selon deux critères : une pratique régulière du football (au moins une fois par mois) et l'absence de blessure aux membres inférieurs durant les six mois précédents l'étude. Le consentement éclairé des participants a été recueilli avant l'étude. Cette étude a été validée par le comité d'éthique de la recherche de l'Université Paris-Saclay (POLETHIS, n° 2021-170).

4.2.2 - Matériel et conditions expérimentales

La deuxième version de la chaussure instrumentée (cf 2.1.2.1 -) a été utilisée pour cette expérimentation. Une chaussure (sur les deux) était donc équipée de six crampons mesurant chacun la force normale à la semelle de la chaussure à l'aide de jauges de contraintes placées à l'intérieure du crampon. Le boîtier d'acquisition (230 g) était porté par les participants dans leur dos à l'aide d'une brassière sportive. La calibration de la chaussure a été effectuée à l'aide du dispositif décrit auparavant (cf. section 3.2.1.1 -).

Les expérimentations ont pris place sur un terrain de football synthétique en extérieur (TT+45, EuroField, Aigremont, France). Ce terrain suit les normes européennes (EN 15330-1) et françaises (NF P90-112) et est conforme aux standards de la Fédération Française de Football (FFF, 2014). Une piste ovale de 200m a été créée au milieu du terrain à l'aide de plots, avec des points de passage signalés tous les 20m (Figure 36).

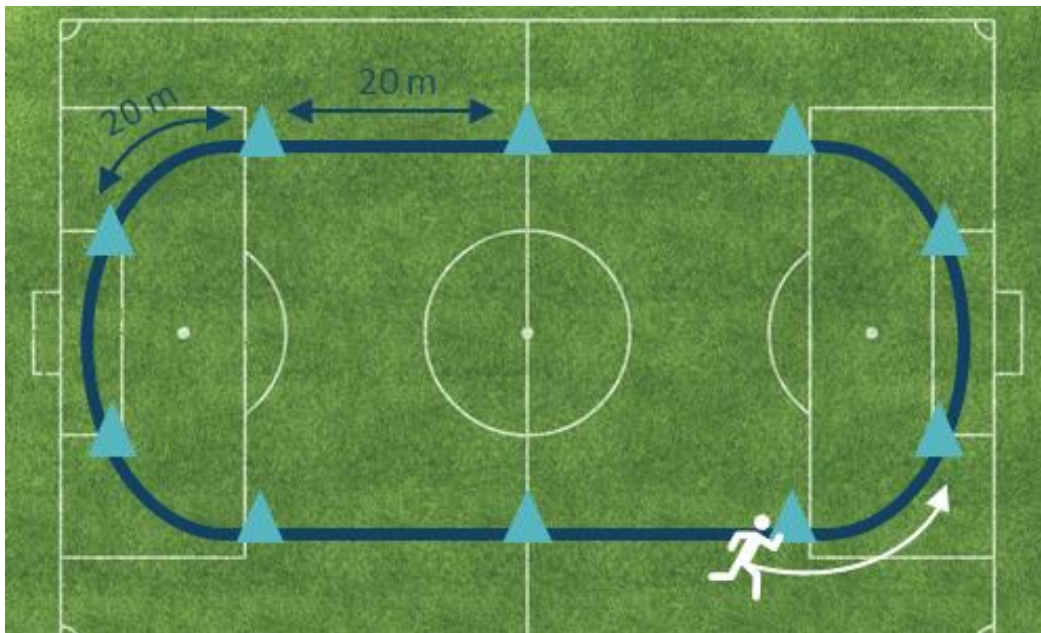


Figure 36 - Représentation schématique de la piste de 200m créée sur le terrain de football.

4.2.3 - Procédures

L'expérimentation s'est déroulée en deux temps. Afin d'estimer la consommation maximale d'oxygène ($\dot{V}O_{2\max}$) des participants, ces derniers devaient d'abord effectuer un test VAMEVAL (ou T-Vam). Ce test permet de déterminer la $\dot{V}O_{2\max}$ théorique et la vitesse de course associée ($v\dot{V}O_{2\max}$ ou VMA) (Cazorla, 1990; Saddek et al., 2020). Il consiste en une course continue pendant laquelle les paliers de vitesse augmentent au fur et à mesure. Au début du test, la vitesse de course demandée au participant est de 8.5 km/h, puis cette dernière augmente de 0.5 km/h toutes les minutes jusqu'à épuisement du participant. Des plots étaient placés tous les 20m autour de la piste. Afin de courir à la vitesse demandée, les participants devaient gérer leur allure de manière à se situer au niveau d'un plot au moment où un signal audio était donné. Plus la vitesse augmentait, plus les signaux audios étaient rapprochés. Le dernier palier atteint par les participants était défini lorsque ces derniers n'étaient pas en mesure d'atteindre le plot au moment du signal audio deux fois d'affilée.

Une semaine plus tard, les participants devaient réaliser au même endroit, sur la même « piste » créée au milieu du terrain en herbe, une course à vitesse constante (90% de leur VMA) jusqu'à épuisement. Là encore la vitesse était contrôlée à l'aide de plots et de signaux audios (qui étaient cette fois-ci constant). La course était également arrêtée lorsque les participants n'étaient pas en mesure d'atteindre le plot au moment du signal audio deux fois d'affilée.

Les participants ont effectué ces courses en étant chaussés de la chaussure à CI. La fréquence cardiaque (FC) des participants a également été récoltée de manière continue pendant la course jusqu'à épuisement afin de vérifier l'état de fatigue des participants (Polar H10, Polar, Finlande). Le ressenti de l'effort (RPE) a également été obtenu pendant chaque minute de cette course à l'aide d'une échelle de Borg (Borg, 1982).

4.2.4 - Analyse de données

L'analyse de données a été réalisée sur Python (3.9) et JASP (0.14.1.0). Les données de GRF issues des CI d'une chaussure ont été collectées de manière continue pendant la course à vitesse constante. Le début et la fin de chaque pas a été déterminé comme le moment où les GRF dépassaient un seuil fixé à 30 N (Giandolini et al., 2013 ; Maas et al., 2018 ; Morin et al., 2012 ; Oudshoorn et al., 2018). Les données de GRF ont été filtrées à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas de 4^{ème} ordre (fréquence de coupure : 100 Hz) (Gerlach et al., 2005). Les paramètres dynamiques et spatio-temporels calculés à chaque pas sont récapitulés dans le Tableau 5 – Description des indicateurs calculés lors de la course à vitesse constante. ci-dessous.

Tableau 5 – Description des indicateurs calculés lors de la course à vitesse constante.

Indicateur	Description (unité)
LR	Taux de charge instantané (BW/S)
F_{HF}	Pic de GRF à hautes fréquences (BW)
F_{max}	Pic maximal de GRF (BW)
F_{moy}	Valeur moyenne de GRF lors du pas (BW)
k_{vert}	Raideur verticale (kN·m ⁻¹)
k_{leg}	Raideur de membre inférieur (kN·m ⁻¹)
Δy	Variation de déplacement du centre de masse (cm)
ΔL	Compression du membre inférieur (cm)
T_{Contact}	Temps de contact au sol (ms)
T_{vol}	Temps de vol (ou de suspension) (ms)
Freq	Fréquence (ou cadence) de pas (Hz)

Les données concernant le premier tour de piste n'ont pas été considérées dans l'analyse, afin de s'assurer que les participants avaient assez de temps pour atteindre, s'habituer et maintenir la vitesse de course demandée. Deux conditions (correspondant au début et à la fin de la course à épuisement) ont ensuite été définies : « DEB » (autour des 10% initiaux du temps de course total) et « FIN » (autour des 10% finaux du temps de course total) (Rabita et al., 2013). Pour chaque condition, la moyenne de chaque indicateur sur un total de 70 appuis autour de ces intervalles a été calculée. Les indicateurs ont donc été calculés, en moyenne, selon les bornes temporelles réelles suivantes (en pourcentage de la durée totale de course) :

- DEB : de 5.1 ± 1.0% à 14.9 ± 1.0%
- FIN : de 89.3 ± 2.1% à 100.0% ± 0.0%

Les bornes temporelles varient légèrement selon les participants car les 70 appuis ne représentent pas la même durée pour tous les participants (certains ayant couru plus longtemps que d'autres). Ce nombre de 70 appuis correspond au nombre d'appuis nécessaires pour effectuer un tour complet de piste (en moyenne pour tous les participants). Cela permet donc de s'assurer, dans le cas où il existerait des disparités dans les caractéristiques du terrain selon l'endroit où le participant se situe (Wannop et al., 2012), d'avoir des données non biaisées par ce facteur entre les 2 conditions.

Les coefficients de variation (CV) ont également été calculés pour chaque indicateur selon les mêmes bornes temporelles (Möhler et al., 2022). Afin de favoriser les comparaisons inter-individuelles, les valeurs de chaque indicateur ont été normalisées en fonction de celles obtenues lors du début de la course (condition DEB) (Rabita et al., 2011).

4.2.4.1 - Caractérisation de l'attaque au sol

La manière d'attaquer le sol de chaque participant a été caractérisée en calculant la différence de temps entre le moment où les CI situés au milieu de la chaussure (sous les 5^{ème} et 1^{er} métatarses) touchent le sol ($T_{CI\ milieu}$) et le moment où les CI situés au niveau de l'arrière de la chaussure (sous le talon) rentrent en contact avec le sol ($T_{CI\ arriere}$) :

$$(1) \delta_{contact} = T_{CI\ milieu} - T_{CI\ arriere}$$

Ainsi, un $\delta_{contact}$ positif est synonyme d'une attaque talon (les crampons du milieu touchant le sol après ceux du talon), un $\delta_{contact}$ nul est synonyme d'une attaque médio-pied (i.e. avec le pied « à plat », puisque les crampons arrières et au milieu touchent le sol en même temps) et un $\delta_{contact}$ négatif traduit une attaque avant-pied. De manière similaire, pour des coureurs ayant une attaque talon ou médio-pied, une

augmentation de $\delta_{contact}$ traduit une augmentation de l'angle d'attaque (et donc potentiellement plus de dorsiflexion), et une diminution de $\delta_{contact}$ traduit une baisse de l'angle d'attaque (augmentation potentielle de la flexion plantaire).

4.2.4.2 - Indicateurs dynamiques et spatio-temporels

Le taux de charge a été calculé comme la valeur de dérivée maximale du signal de GRF durant les 50 premières millisecondes après l'impact (taux de charge instantané ou VILR, d'après Ueda et al., 2016). Le temps de contact ($T_{contact}$) a été déterminé grâce aux indices de début (T_{deb}) et de fin (T_{fin}) de l'appui :

$$(2) T_{contact} = T_{fin} - T_{deb}$$

Etant donné que seules les données d'une chaussure étaient enregistrées, le temps de vol a été calculé de la manière suivante :

$$(3) T_{vol} = \frac{(T_{fin} - T_{deb+1}) - T_{contact}}{2}$$

Avec T_{deb+1} correspondant à l'indice de début de pas suivant du même pied. Nous faisons ici le postulat que les temps de contact et les temps de vol sont équivalents entre chaque pied. Enfin, la fréquence d'appuis a été calculée de la manière suivante :

$$(4) Freq = \frac{1}{(T_{contact} + T_{vol})}$$

4.2.4.3 - Indicateurs liés au modèle masse-ressort

La méthode classiquement utilisée pour déterminer le déplacement du centre de masse lors d'une course consiste en une double intégration des données d'accélération

du participant (Cavagna, 1975). Cette méthodologie est classiquement utilisée dans la littérature (Avogadro et al., 2004 ; Ferris et al., 1998 ; Girard et al., 2013 ; Hobara et al., 2020 ; Morin, Samozino, et al., 2011 ; Rabita et al., 2013). Elle repose sur le postulat que lors de la course à pied, sur un intervalle de temps correspondant à un nombre n de pas, la vitesse verticale moyenne du centre de masse sera nulle. La double intégration de l'accélération se fait donc généralement sur cette fenêtre de temps comprenant n pas, et pour laquelle la vitesse de déplacement moyenne est nulle. Cependant, dans notre cas de figure, nous avons accès aux données de GRF d'un seul membre inférieur, ce qui ne nous permet pas d'obtenir des données de GRF nécessaires à l'application de cette méthode.

Cependant, Morin et al. (2005) ont développé et validé une autre méthode permettant de calculer les différents indicateurs liés au modèle masse-ressort à l'aide des temps de contact et de vol, de la vitesse de course, de la longueur de membre inférieur des participants et de leur masse (Morin et al., 2005). Etant donné que nous avons pu obtenir l'ensemble de ces paramètres dans cette étude, nous pouvons utiliser cette méthode pour calculer k_{vert} , k_{leg} , Δy et ΔL . Dans cette méthodologie, la valeur de GRF maximale est estimée à partir de la masse du participant et de ses temps de contact et de vol. Or ici, nous avons directement accès à cette valeur grâce à l'indicateur F_{max} . Voici donc les différentes équations utilisées dans cette étude permettant de calculer les indicateurs liés aux modèles masse-ressort :

$$(5) \Delta y = \frac{F_{max} \cdot T_{contact}^2}{m \cdot \pi^2} + g \frac{T_{contact}^2}{8}$$

Avec m = masse du participant (en kg)

$$(6) k_{vert} = \frac{F_{max}}{\Delta y}$$

$$(7) \Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{v \cdot T_{contact}}{2}\right)^2} + \Delta y$$

Avec v = vitesse de course (en $m \cdot s^{-1}$) et L la longueur de membre inférieur du participant égale à $0.53h$ avec h égale à la taille du participant (en m). La raideur de membre inférieur est donc calculée ainsi :

$$(8) k_{leg} = \frac{F_{max}}{\Delta L}$$

4.2.4.4 - Indicateurs liés au domaine fréquentiel

Une décomposition fréquentielle du signal a été réalisée à l'aide d'une transformée de Fourier discrète. Cette méthode mathématique permet de séparer les GRF en deux sous-composantes selon leur fréquence : une composante haute fréquence (représentative des forces d'impact) et une composante basse fréquence (représentative des forces transmises de manière active) (cf. section 1.4.1.2 -). Une décomposition spectrale du signal en harmoniques a ainsi été effectuée (Giakas & Baltzopoulos, 1997 ; Malisoux et al., 2021 ; Shorten & Mientjes, 2011). Les 50 premières harmoniques ont été calculées. La somme des trois premières harmoniques, qui incluent des composantes allant jusqu'à 10 Hz, a été définie comme la composante basse fréquence (Shorten & Mientjes, 2011). Le reste des harmoniques (supérieures à 10 Hz) a été défini comme la composante haute fréquence. Le pic de force maximale de la composante haute fréquence a été désigné comme F_{HF} .

4.2.5 - Regroupement de données

Afin d'optimiser la quantification des variations inter-individuelles, une analyse en « cluster » a été réalisée. Cela a permis d'organiser les participants en groupes selon leurs variations constatées entre le début et la fin de la course. Avant de sélectionner les indicateurs qui seront utilisés pour effectuer ce clustering, il est nécessaire de

quantifier la multi-colinéarité entre indicateurs pour vérifier qu'aucun d'entre eux ne soit corrélé de manière trop importante à un autre. Dans le cas contraire, l'utilisation de plusieurs variables redondantes au sein du clustering pourrait fausser les résultats (Ji et al., 2020). La multi-colinéarité entre deux indicateurs est souvent évaluée en examinant les facteurs d'inflation de la variance (*Variance Inflation Factors*, VIF), une valeur supérieure ou égale à 10 étant significative de multi-colinéarité (Fanchini et al., 2018 ; Ji et al., 2020 ; Malone et al., 2017 ; McCall et al., 2018). Nous avons donc calculé la VIF entre chaque indicateur puis procédé à l'élimination de ceux qui présentaient une $VIF \geq 10$, jusqu'à ce que la valeur de VIF soit inférieure à 10 pour tous les indicateurs restants. Finalement, les quatre indicateurs restants étaient les suivants : F_{max} , LR, F_{HF} et $T_{contact}$. Ainsi, pour chaque participant, le pourcentage de variation entre la condition DEB et la condition FIN concernant les indicateurs F_{max} , LR, F_{HF} et $T_{contact}$ a été utilisé comme données d'entrées de la méthode de clustering (soit quatre *inputs* par participant).

Le nombre optimal k de clusters (ou groupes) a été déterminé en se basant sur le coefficient de silhouette, un indicateur d'évaluation de la qualité d'un cluster, conformément aux recommandations concernant l'application d'algorithmes d'apprentissage automatique en biomécanique humaine (Halilaj et al., 2019). Par la suite, un algorithme de clustering *k-means* non supervisé a été appliqué de manière à assigner chaque participant à un groupe donné. En résumé, l'algorithme de clustering *k-means* choisi un nombre k de centres de cluster (*centroïdes*) à partir des données *d'input* et du nombre optimal de cluster k déterminé auparavant. Puis, il calcule, pour chaque *input*, la distance euclidienne *input-centroïde* et attribue un cluster à chaque participant de manière à minimiser cette distance (Clermont et al., 2019). L'opération est ensuite répétée pour les autres *input* jusqu'à ce que l'attribution de chaque participant ne soit plus modifiée.

Le clustering a été répété 10 fois de manière à confirmer que chaque *input* était bien assignée au même groupe à chaque fois, conformément aux études précédentes (Clermont et al., 2019; Langley, 2022). De plus, étant donné la faible taille de population étudiée ($n = 10$), une validation croisée « d'un contre tous » (*leave one out cross validation*, LOOCV) a également été réalisée de manière à évaluer la validité du clustering (Clermont et al., 2019 ; Hoerzer et al., 2015 ; Langley, 2022). Les méthodes de clustering et de validation utilisées dans cette étude sont conformes aux recommandations actuelles (Halilaj et al., 2019) et semblables aux études précédentes (Clermont et al., 2019 ; Hoerzer et al., 2015 ; Langley, 2022 ; Romero et al., 2022). De plus, des études cherchant à étudier les différences inter-individuelles en biomécanique de la course à pied ont déjà utilisé ces méthodes de clustering sur des populations de tailles comparables : $n = 11$ (Ahamed et al., 2019), $n = 15$ (Albiach et al., 2021) ou encore $n = 16$, (Langley, 2022).

Le nombre optimal de clusters trouvé est de 2 (coefficient de silhouette = 0.37). Sept participants ont été assignés au Cluster 1 (C1, $n = 7$, coefficient de silhouette = 0.30) tandis que les trois autres participants ont été assignés au Cluster 2 (C2, $n = 3$, coefficient de silhouette = 0.51). Les coefficients de silhouette trouvés sont comparables aux études précédentes ayant reporté cet indicateur (Langley, 2022; Romero et al., 2022). L'assignement à chaque cluster a été 100% répétable au cours des 10 essais effectués durant la procédure LOOCV. De plus, la LOOCV a révélé une précision de classification égale à 100%, ce qui tend à valider la méthode de clustering utilisée dans cette étude.

4.2.6 - Analyse statistique

Pour chaque indicateur, l'effet de la fatigue a été analysé à l'aide de test *t* de Student appariés entre les conditions DEB et FIN. La normalité des données a été vérifiée à l'aide d'un test de Shapiro-Wilk. Si cette dernière n'était pas vérifiée, un test de

Wilcoxon était appliqué. Le seuil de significativité a été placé à $p < 0.05$. Les tailles d'effets ont également été calculées à l'aide de d de Cohen : les valeurs de 0.2, 0.5, 0.8 et 1.3 étant respectivement représentatives d'un effet « faible », « moyen », « large » et « très large » (Cohen, 1992). Ces analyses ont été réalisées pour l'ensemble des participants (TOTAL) mais également pour chacun des clusters déterminés auparavant (C1 et C2).

4.3 - Résultats

Le test VAMEVAL a permis de déterminer que la $\dot{V}O_{2\max}$ des participants étaient de $50.75 (\pm 2.45) \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$. Ils ont donc effectué la course à intensité constante à une vitesse de $13.05 (\pm 0.63) \text{ km.h}^{-1}$. La durée moyenne de cette course a été de $542.3 (\pm 272)$ secondes durant lesquelles $723.7 (\pm 224)$ appuis ont été enregistrés. A la fin de la course à épuisement, les participants avaient une FC égale à $188.6 (\pm 6.3)$ battements par minutes et un RPE de $19 (\pm 0.9)$. En ce qui concerne les attaques de l'appui au sol, six participants ont présenté une attaque talon, trois ont présenté une attaque médio-pied et un participant a modifié sa manière d'attaquer le sol entre le début et la fin de la course.

Les variations de chaque indicateur entre les conditions DEB et FIN sont présentées dans le Tableau 6 et la Figure 37. Au niveau de l'ensemble des participants (TOTAL), F_{\max} ($-4,0\%$; $p < 0,05$; d de Cohen = 0,8) et F_{moy} ($-4,5\%$; $p < 0,01$; $d = 1,2$) ont diminué largement et de manière significative au cours de l'effort. Au niveau des indicateurs spatio-temporels, T_{vol} a diminué significativement ($-8,0\%$; $p < 0,05$; $d = 0,9$), alors que Freq a augmenté ($+2,3\%$; $p < 0,05$; $d = 1,0$). Au niveau des différents clusters, les participants C1 ont également démontré une diminution très significative de F_{\max} ($-7,0\%$; $p < 0,001$; $d = 3,4$) et de F_{moy} ($-6,1\%$; $p < 0,01$; $d = 2,0$), également accompagnées de baisses au niveau de k_{vert} ($-9,5\%$; $p < 0,01$; $d = 1,5$) et de k_{leg} ($-9,6\%$; $p < 0,01$; $d = 1,4$). La valeur de F_{HF} a également augmenté significativement entre le début et la fin de la course ($+10,6\%$; $p < 0,05$; $d = 1,0$). En ce qui concerne les indicateurs spatio-temporels, les participants C1 ont également démontré une baisse significative de T_{vol} ($-10,0\%$; $p < 0,05$; $d = 1,0$). En revanche, les participants C2 ont démontré des changements opposés puisque ces derniers ont augmenté F_{\max} ($+3,0\%$; $p < 0,01$; $d = 7,1$), ainsi que k_{vert} ($+7,4\%$; $p < 0,05$; $d = 3,5$) et k_{leg} ($+7,5\%$; $p < 0,05$; $d = 3,6$).

Tableau 6 - Variations des différents indicateurs entre la condition DEB et FIN, pourcentage de variation en fonction de la valeur de DEB (% DIFF) et tailles d'effet pour l'ensemble des participants (Total), pour les participants du cluster 1 (C1), et du cluster 2 (C2).

Indicateur	Groupe	DEB	FIN	DIFF (%)	Taille d'effet
LR (BW/s)	Total	88.6 ± 27.2	89.7 ± 27.8	+1.8 ± 8.3	-
	C1	88.8 ± 29.6	92.0 ± 29.3	+4.4 ± 8.9	-
	C2	88.0 ± 21.8	84.2 ± 23.3	-4.2 ± 1.8	-
F _{FFH} (%BW)	Total	51.4 ± 21.6	53.0 ± 22.7	+4.5 ± 14.8	-
	C1	53.6 ± 22.0	58.2 ± 22.9	+10.6 ± 9.9*	1.0 (large)
	C2	46.2 ± 19.8	40.7 ± 16.9	-9.9 ± 16.0	-
F _{max} (%BW)	Total	145.7 ± 27.1	139.8 ± 27.1	-4.0 ± 5.1*	0.8 (large)
	C1	144.7 ± 29.0	134.3 ± 26.8	-7.0 ± 2.0***	3.4 (très large)
	C2	147.9 ± 21.9	152.6 ± 23.3	+3.0 ± 0.4**	7.1 (très large)
F _{moy} (%BW)	Total	94.3 ± 17.8	90.1 ± 17.5	-4.5 ± 3.6**	1.2 (large)
	C1	92.7 ± 18.0	86.8 ± 16.3	-6.1 ± 3.0**	2.0 (très large)
	C2	98.0 ± 16.7	97.8 ± 17.6	-0.7 ± 1.3	-
k _{vert} (kN.m ⁻¹)	Total	16.8 ± 6.8	16.3 ± 7.7	-4.6 ± 9.8	-
	C1	15.3 ± 4.9	13.7 ± 4.1	-9.5 ± 6.5**	1.5 (très large)
	C2	20.6 ± 8.8	22.8 ± 10.2	+7.4 ± 2.1*	3.5 (très large)
k _{leg} (kN.m ⁻¹)	Total	6.6 ± 2.9	6.5 ± 3.4	-4.6 ± 10.0	-
	C1	6.0 ± 1.5	5.4 ± 1.4	-9.6 ± 6.7**	1.4 (très large)
	C2	8.4 ± 4.4	9.1 ± 5.1	+7.5 ± 2.1*	3.6 (très large)
Δy (cm)	Total	6.3 ± 1.5	6.4 ± 1.8	+1.2 ± 6.9	-
	C1	6.7 ± 1.5	6.9 ± 1.7	+3.2 ± 7.3	-
	C2	5.2 ± 1.0	5.0 ± 1.1	-3.6 ± 2.1	-
ΔL (cm)	Total	15.8 ± 3.1	16.0 ± 3.5	+1.3 ± 7.2	-
	C1	16.5 ± 2.4	17.0 ± 2.6	+3.4 ± 7.6	-
	C2	14.1 ± 3.9	13.5 ± 4.2	-3.8 ± 2.1	-
T _{contact} (ms)	Total	224.1 ± 28.5	225.3 ± 32.3	+0.6 ± 3.4	-
	C1	232.4 ± 27.0	235.8 ± 29.3	+1.6 ± 3.6	-
	C2	204.2 ± 20.9	199.5 ± 23.5	-1.9 ± 1.0	-
T _{vol} (ms)	Total	134.5 ± 21.6	124.5 ± 25.7	-8.0 ± 8.5*	0.9 (large)
	C1	128.4 ± 22.4	116.4 ± 26.4	-10.0 ± 9.3*	1.0 (large)
	C2	148.8 ± 9.5	143.5 ± 7.5	-3.4 ± 2.9	-
Freq (Hz)	Total	2.80 ± 0.14	2.86 ± 0.16	+2.3 ± 2.1*	1.0 (large)
	C1	2.78 ± 0.16	2.84 ± 0.16	+2.3 ± 2.3*	1.0 (large)
	C2	2.84 ± 0.10	2.90 ± 0.12	+2.1 ± 3.0	-

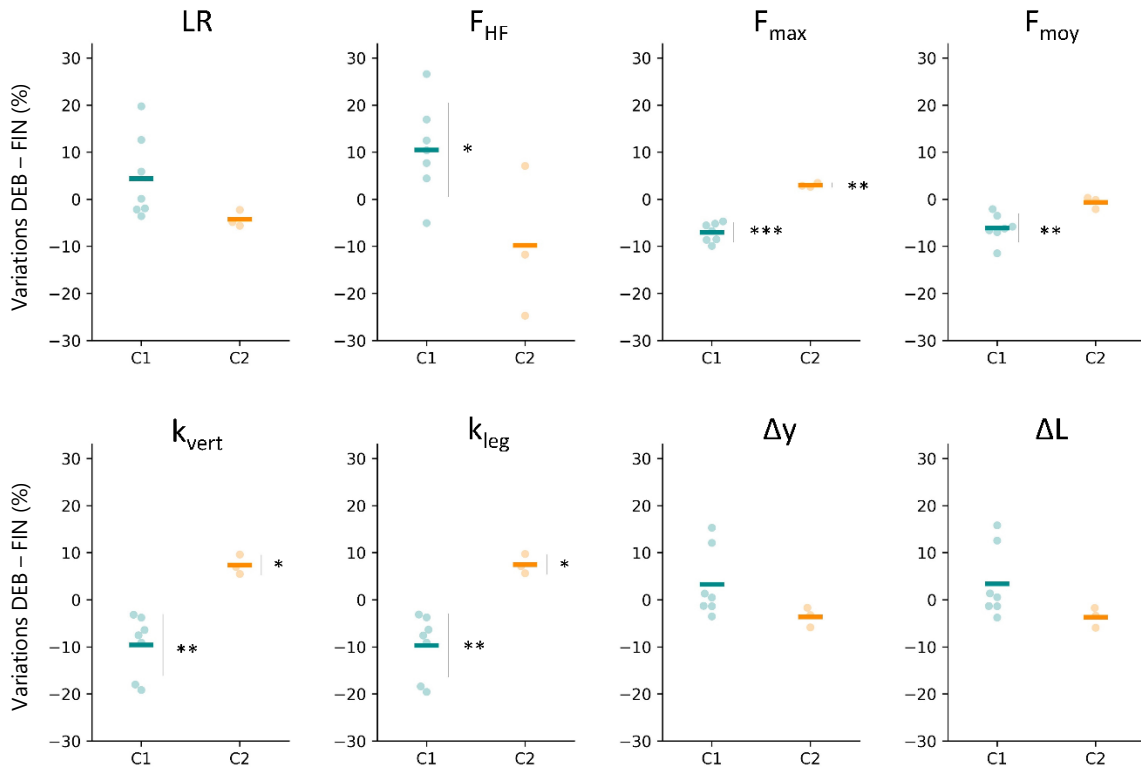


Figure 37 - Changements relatifs (%) entre la condition DEB et FIN pour chaque indicateur et chaque cluster. *, ** et * représentent respectivement des p-value inférieures à 0.05, 0.01 et 0.001.**

Ci-dessous sont représentées deux courbes moyennes de GRF pour un participant de chaque cluster, pour chaque condition (Figure 38).

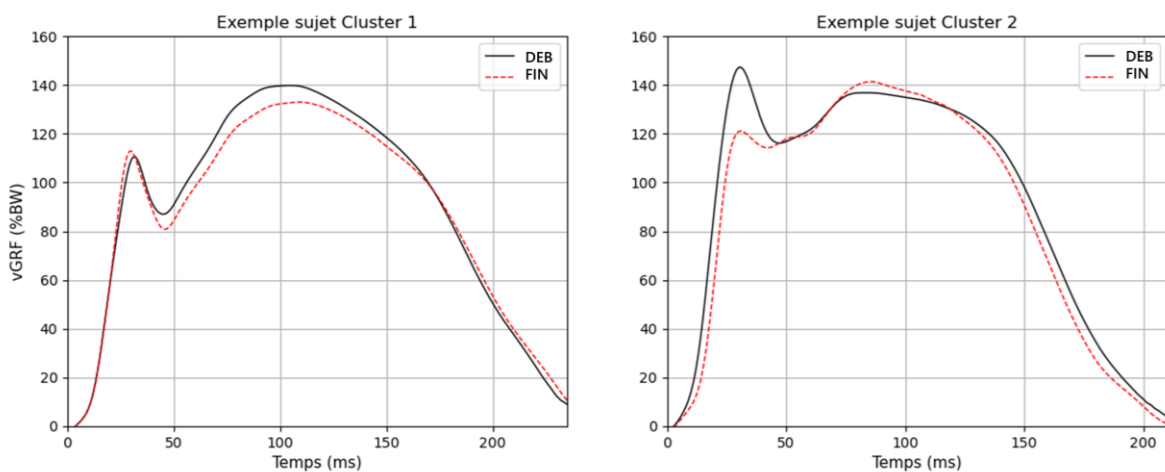


Figure 38 - Courbes moyennes de GRF entre la condition DEB et FIN pour un participant C1 (gauche) et un participant C2 (droite)

La variabilité de chaque indicateur en situation de non-fatigue (DEB) et de fatigue (FIN) est présentée dans le Tableau 7 ci-dessous. En moyenne, la variabilité des résultats des participants C1 n'a pas évolué, contrairement à celle des participants C2 qui a augmenté (de 9.7% à 10.8%, $p < 0.001$).

Tableau 7 - Coefficients de variation (%) pour chaque indicateur et chaque condition, pour les participants C1 et C2.

Indic.	Groupe	BEG	END
LR	C1	17.2	16.9
	C2	16.4	17.7
F _{FFH}	C1	19.7	19.4
	C2	24.3	24.1
F _{max}	C1	9.8	9.7
	C2	9.9	10.4
F _{moy}	C1	9.0	8.8
	C2	9.1	9.6
k _{vert}	C1	12.7	12.8
	C2	11.9	13.5
k _{leg}	C1	12.9	13.0
	C2	12.0	13.7

Indic.	Groupe	BEG	END
Δy	C1	8.3	8.2
	C2	6.9	8.3
ΔL	C1	8.7	8.5
	C2	7.2	8.6
T _{contact}	C1	4.1	4.1
	C2	3.5	4.2
T _{vol}	C1	2.4	2.5
	C2	1.7	3
Freq	C1	6.1	7.3
	C2	3.8	5.8
Moyenne	C1	10.1	10.1
	C2	9.7	10.8***

*** = $p < 0.001$

4.4 - Discussion

L'objectif de cette expérience était d'étudier l'évolution des paramètres dynamiques et spatio-temporels liés aux GRF et sur un terrain de football à la suite d'une course à vitesse constante (90% VMA). Etant donné que les paramètres de GRF sont connus pour être influencés par la vitesse de course, le fait que cette dernière soit fixée (et que les autres conditions expérimentales n'aient pas varié) a permis de s'assurer que chaque variation éventuelle d'un indicateur était due uniquement à la fatigue. Cette étude est, à notre connaissance, la première à recueillir des GRF de manière continue directement sur le terrain. Les résultats ont révélé que l'ensemble des participants ont modifié leur manière de courir avec l'apparition de la fatigue. Ces adaptations présentent néanmoins une grande variabilité inter-individuelle, c'est la raison pour laquelle deux groupes ont été définis grâce à la méthode du « clustering ». Les résultats des participants du premier groupe C1 ont montré une diminution de k_{leg} et k_{vert} (principalement due à une baisse de F_{max}) et une augmentation de F_{HF} . En ce qui concerne le groupe C2, les participants ont obtenu des résultats opposés en augmentant k_{leg} et k_{vert} .

4.4.1 - Phase d'impact

En ce qui concerne la phase d'impact, l'augmentation de F_{HF} ($p < 0.05$) et celle non significative de LR chez les participants C1 démontrent une augmentation générale des forces d'impacts pour ces participants, tandis que la tendance inverse a été constatée chez les participants C2. Ces résultats peuvent s'expliquer par des ajustements neuromusculaires et/ou cinématiques. En effet, il est établi que lors d'une course jusqu'à épuisement, la capacité à tolérer les impacts au sol est altérée au fur et à mesure que la fatigue apparaît. Cette baisse de tolérance aux impacts est liée à des déficiences dans le contrôle neuromusculaire des membres inférieurs (Clansey et al., 2012; P. V.

Komi, 1993; Morin, Samozino, et al., 2011; Nicol et al., 1991). La fatigue neuromusculaire aigüe est notamment connue pour induire une baisse de pré-activation des gastrocnémiens juste avant l'impact au sol (Apte et al., 2021; P. V. Komi, 1993; Rabita et al., 2013) qui peut elle-même induire une baisse de LR. Mais ces forces d'impacts sont également dépendantes des ajustements cinématiques du coureur, une position plus en extension du genou ou une baisse de l'angle d'attaque augmentant LR (Christina et al., 2001; Clansey et al., 2012; Gerritsen et al., 1995). Les résultats présents peuvent s'expliquer en partie par le changement d'angle d'attaque au moment du contact avec le sol. En effet, en étudiant la relation entre la variation DEB-FIN de LR et la variation DEB-FIN de $\delta_{contact}$ (représentant la manière d'attaquer le sol), nous trouvons une relation linéaire ($R = -0.78$) (Figure 39).

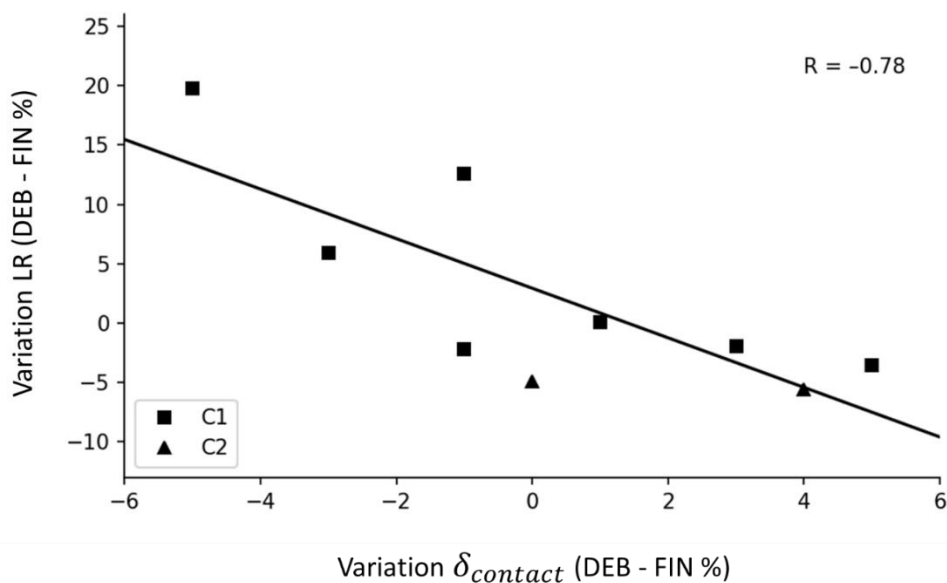


Figure 39 - Relation entre les variations DEB-FIN de LR et de $\delta_{contact}$ pour les participants C1 (symboles carrés) et C2 (symboles triangle). Le participant ayant changé de type d'attaque au sol a été retiré de cette analyse). Pour rappel, une valeur plus faible de $\delta_{contact}$ est synonyme d'une baisse de l'angle d'attaque (attaque plus « à plat »).

Cela signifie que pour l'ensemble des participants, ceux ayant démontré une baisse de $\delta_{contact}$ (et donc de leur angle d'attaque) ont augmenté leur valeur de LR. Cela est en accord avec les travaux de Clansey et al. (2012) et de Christina et al. (2001) ayant également démontré une augmentation de LR en lien avec une diminution de la

dorsiflexion (cf. 4.1.1 -). Il est également possible de remarquer que les participants C2 avaient une plus faible valeur initiale de F_{HF} que les participants C1, potentiellement synonyme de meilleures capacités d'amorti en situation de non-fatigue, ce qui pourrait aussi expliquer leur meilleure capacité à réduire les impacts en situation de fatigue. En résumé, les résultats concernant les forces d'impacts au sol témoignent d'une grande variabilité inter-individuelle, comme constaté dans la littérature (Giandolini, 2017).

4.4.2 - Phase de propulsion

Concernant la phase de propulsion, nous pouvons affirmer que les baisses de F_{max} , k_{leg} et k_{vert} constatées chez les participants C1 sont en accord avec la littérature (Hayes & Caplan, 2014; Möhler, Fadillioglu, et al., 2021; Rabita et al., 2011, 2013). Cette baisse de raideur est liée à la détérioration des capacités musculaires qui induisent un plus faible stockage d'énergie élastique lors de la phase d'impact et donc une moins bonne efficacité du CED lors de la phase de propulsion (P. V. Komi, 1993; Nicol et al., 1991). Cette baisse d'efficacité induit également en théorie un temps de propulsion plus long pour maintenir une vitesse constante. Cela semble en cohérence avec la légère augmentation de $T_{contact}$ constatée chez ces mêmes participants. Cette baisse de raideur peut aussi témoigner d'une stratégie de « protection » (consciente ou non) visant à baisser le niveau maximal de GRF (F_{max}) et à répartir la même quantité de forces sur un temps plus long. Les augmentations de k_{vert} et de k_{leg} chez les participants C2 témoignent, elles, d'une possible meilleure résistance à la fatigue de ces participants. Cela est en lien avec les valeurs inchangées de LR et de F_{HF} constatées également chez ces mêmes participants, témoignant de capacités d'amorti pas (ou peu) affectées par la fatigue.

La comparaison de nos résultats avec les études antérieures est limitée par les différences de propriétés mécaniques (rebond, amorti, restitution d'énergie) entre les surfaces utilisées précédemment (sol dur, piste ou tapis de course) et celle utilisée ici

(terrain en herbe) (Colino et al., 2020). Malgré les différences de protocoles expérimentaux, la forte variabilité inter-individuelle de F_{max} , k_{vert} et k_{leg} constatée ici (sept participants ayant démontré une augmentation et trois une baisse de ces indicateurs) est semblable à celle constatée dans la littérature (Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007; Oliver et al., 2014; Rabita et al., 2011). Dutto et Smith (2002) ont par exemple démontré une baisse de k_{vert} chez 11 participants et une augmentation chez 3 autres (sur 14 participants), tandis que Hunter & Smith (Hunter & Smith) ont trouvé une baisse significative de k_{leg} chez 4 participants et une augmentation chez 3 autres (sur 16 au total).

4.4.3 - Indicateurs spatio-temporels et variabilité

Au niveau des paramètres spatio-temporels, les participants C1 ont démontré une augmentation de $Freq$, due à une baisse significative de T_{vol} (et ce malgré une légère augmentation de $T_{contact}$). Ces résultats sont en accord avec les résultats de Rabita et al. (2011). L'augmentation significative de $Freq$ au niveau de l'ensemble des participants (TOTAL), en lien avec la vitesse constante induite par cette expérience, indique une longueur de foulée qui diminue avec la fatigue pour l'ensemble des participants.

Au niveau de la variabilité des indicateurs, les participants C1 ont démontré peu ou pas de changement dans la plupart des indicateurs, alors que les participants C2 ont démontré une augmentation générale de la variabilité. Cette augmentation de la variabilité a également été constatée chez des coureurs experts sur des indicateurs similaires dans l'étude de Mo et al. (2018). Là encore, ces différences inter-individuelles peuvent éventuellement être expliquées par des caractéristiques musculaires, des niveaux d'expertise, ou des tolérances à la fatigue différents (Möhler et al., 2021), les participants présents dans cet étude étant de niveau amateur.

4.4.4 - Différences inter-individuelles

Il existe plusieurs pistes pour expliquer cette variabilité d'adaptation à la fatigue. Ainsi, nous pouvons remarquer qu'en situation de non-fatigue, k_{leg} et k_{vert} avaient des valeurs supérieures chez les participants C2. Or, il est établi qu'il existe une corrélation négative entre le coût énergétique de la course et k_{leg} ou k_{vert} (Dalleau et al., 1998; Liu et al., 2022). Cela signifie qu'initialement (avant apparition de la fatigue), les participants C2 avaient en théorie une meilleure économie de course que les participants C1. De plus, les baisses de k_{leg} et k_{vert} constatées chez les participants C1 indiquent que ces derniers ont adopté une forme de course plus coûteuse économiquement en situation de fatigue, à l'instar des résultats trouvés par Rabita et al. (2011). Cela pourrait témoigner d'une résistance à la fatigue différente entre les participants des deux groupes. De plus, certains auteurs ont démontré que la localisation de la fatigue neuromusculaire pouvait avoir un effet sur les changements biomécaniques : une fatigue localisée sur les fléchisseurs dorsaux de la cheville peut avoir pour conséquence d'augmenter les forces d'impacts/LR alors que des résultats opposés ont été constatés à la suite d'une fatigue sur les inverseurs de la cheville (Christina et al., 2001; Gerlach et al., 2005). Enfin, ces différences d'adaptations biomécaniques démontrées par les participants peuvent aussi être liées aux différences de vitesses de course. En effet, bien que tous les participants aient couru dans cette étude à 90% de leur VMA, certains ont, en valeur absolue, couru à une vitesse supérieure à d'autres, même si les moyennes pour les deux clusters sont proches (C1 : 14,5 km/h ; C2 : 15,2 km/h, p-value = 0,25).

4.4.5 - Limites et perspectives

Cette étude présente de nombreux avantages méthodologiques parmi lesquels la mesure de GRF en continu directement sur le terrain ou encore le grand nombre d'appuis enregistrés pour chaque condition, permettant ainsi de prendre en compte la forte variabilité intra-individuelle. Cependant, elle présente également certaines limites. Premièrement, le nombre réduit de participants ayant pris part à cette étude a limité la

puissance statistique. Un plus grand nombre de participants aurait aussi potentiellement permis de séparer de manière encore plus évidente les participants en différents cluster et de confirmer les résultats présents. Deuxièmement, le fait de contraindre la vitesse pendant la course à épuisement a permis de s'assurer de la stabilité des conditions expérimentales mais cela a aussi pu induire des ajustements « forcés » chez certains participants qui auraient préféré baisser leurs vitesses de course en réponse à l'arrivée de la fatigue.

Même si la compréhension des mécanismes induisant ces adaptations à la fatigue n'est pas totale, le fait de pouvoir mesurer des variations biomécaniques à l'aide des CI permet de détecter un état de fatigue permet d'envisager l'utilisation de cet outil dans le cadre du football. Certes, le type d'effort réalisé ici (effort continu à 90% VMA) n'est pas représentatif des efforts intermittents réalisés en football et donc de la fatigue spécifique à cette activité. Mais les participants ont tout de même ici été obligé de maintenir une vitesse cible malgré l'apparition de la fatigue, ce qui peut présenter des similarités avec les conditions de jeu présentes lors de la fin des matchs par exemple. A l'avenir, répliquer une étude similaire en utilisant cette fois-ci un protocole de course se rapprochant des efforts pratiqués en football (i.e. comprenant notamment des courses intermittentes, à haute intensité, dans différentes directions) permettra de répondre à cette limite.

Résumé

- Les chaussures à CI ont donc permis de détecter et de quantifier les altérations dynamiques et spatio-temporelles provoquées par la fatigue lors d'une course à vitesse constante jusqu'à épuisement réalisée sur un terrain de football.
- La portabilité de cet outil de mesure a permis de répondre aux problèmes de validité écologique (nombre d'appuis, conditions proches de la pratique réelle, etc.) rencontrées par les études précédentes. Cette expérience a aussi permis de démontrer que ces adaptations à la fatigue étaient différentes selon les participants.
- Davantage de recherche est maintenant nécessaire pour mieux comprendre les mécanismes sous-jacents induisant ces adaptations.
- Une étude future utilisant un protocole expérimental similaire mais avec, cette fois-ci, un test de course intermittente répliquant les efforts pratiqués en football, permettrait notamment de comprendre les mécanismes impliqués lors de l'apparition de la fatigue dans le contexte de cette pratique.

Chapitre 5 - Quantification longitudinale de la fatigue sur le terrain chez un public professionnel

La troisième étape de ces travaux consiste à utiliser les chaussures à CI sur le terrain avec des joueurs professionnels afin d'améliorer la quantification de la fatigue musculo-squelettique. Dans l'idéal, une mesure continue des GRF produites par le joueur sur le terrain à l'aide des CI permettrait d'estimer la charge musculo-squelettique de ce dernier en enregistrant l'ensemble de ses mouvements (et par conséquent l'ensemble des impacts/forces qu'il subit). Cependant, les limites technologiques actuelles ne permettent pas aux joueurs de porter ces chaussures à CI de manière continue (intégration partielle de l'électronique, coût de la solution, durée de fabrication, maintenance, etc.). Une solution alternative, faisant appel à des mesures avant et après l'entraînement, a donc été employée.

5.1 - Introduction

Etant donné qu'aucune mesure ne sera effectuée lors de l'entraînement, cette étude n'a pas pour objectif d'estimer la charge d'entraînement des joueurs. En revanche, le but sera d'estimer la fatigue musculo-squelettique induite par l'entraînement en effectuant des mesures avant et après ce dernier. L'estimation de cette fatigue musculo-squelettique devra être effectuée tout au long de la saison afin d'étudier son évolution en lien avec les différentes périodes de la saison et les enjeux de la planification de l'entraînement (début de saison, trêve hivernale, pic de forme théorique), mais également en lien avec le contenu des séances (Buchheit et al., 2017; Lacombe et al., 2018).

Effectuer un test standardisé avant et après une séance pourrait permettre d'estimer le niveau de fatigue musculo-squelettique d'un participant. En effet, comme vu précédemment, les efforts produits lors d'un exercice physique induisent une fatigue neuromusculaire aigüe détectable et quantifiable à l'aide des données spatio-temporelles et dynamiques collectées avec les CI. Ainsi, une comparaison entre les données issues d'un test effectué avant la séance et celles provenant du test post-séance permettrait de quantifier la fatigue neuromusculaire aigüe induite par la séance. Or, comme vu précédemment, cette fatigue neuromusculaire aigüe peut en partie s'expliquer par une détérioration de l'efficacité du CER, elle-même induite par les impacts à répétition au cours des mouvements de course (Nicol & Komi, 2011). Or, ces impacts et ces GRF sont responsables de la fatigue musculo-squelettique. Nous faisons donc l'hypothèse qu'il existe un lien entre fatigue neuromusculaire et fatigue musculo-squelettique et que, par extension, il est possible d'estimer la fatigue musculo-squelettique des joueurs à l'aide de tests pré/post séance d'activité effectués avec les CI.

Les études précédemment réalisées au sein de ces travaux de thèse ont à la fois démontré que les CI constituaient un outil fiable pour la mesure de GRF sur le terrain en condition écologique, et qu'ils permettaient également de détecter les variations biomécaniques induites par un état de fatigue lors d'un effort jusqu'à épuisement. Le but de cette étude sera donc de convertir ces variations observables en une quantification objective du niveau de fatigue des participants.

De plus, nous avons également équipé les joueuses de capteurs GPS/centrales inertielles, à l'instar de ce qui se fait actuellement chez les joueurs professionnels. Elles étaient également munies de capteur de fréquence cardiaque. Nous avons donc pu obtenir les données concernant les distances, vitesses et accélérations effectuées par les joueuses ainsi que leur fréquence cardiaque lors de chaque entraînement et chaque match. Ces données représentent donc des indicateurs de la charge externe (distances, accélérations, etc.) et interne (fréquence cardiaque correspondante à ces efforts) des joueuses. En appliquant les méthodologies actuelles de quantification de l'état de forme et de l'entraînement (ratio charge interne/externe et ratio charge aiguë/chronique) à ces données, nous avons donc pu comparer l'estimation de la fatigue obtenue avec les CI à celle obtenue avec les capteurs GPS/centrales inertielles.

5.1.1 - Calcul de l'index de fatigue

5.1.1.1 - Test standardisé

Pour ce faire, les participants effectueront un test standardisé constitué d'une course en ligne droite à allure sous-maximale avant l'entraînement et directement après ce dernier. Ce type d'effort a été choisi car il est souvent pratiqué par les joueurs de football, qu'il est simple à effectuer et que les indicateurs de GRF issus de ce type de mouvement ont déjà été étudiés auparavant à l'aide des CI. Etant donné que les

conditions entre le test pré-entraînement et le test post-entraînement sont semblables (même procédure, même chaussure, même terrain, etc.), nous faisons l'hypothèse que les changements constatés lors du test POST sont seulement attribuables à l'apparition de la fatigue (Figure 40).



Figure 40 - Protocole de test effectué de manière longitudinale pendant la saison avant et après l'entraînement.

Tout au long de la saison, à chaque fois que le test standardisé sera effectué par les participants, les différences PRE/POST (Δ_{ent}) seront donc mesurées à l'aide des CI pour chaque indicateur.

5.1.1.2 - Comparaison par rapport au niveau de fatigue « maximale »

Une fois la saison terminée, l'entraînement ayant induit le plus de fatigue (*ent max*) sera déterminé de manière rétrospective en analysant, pour chaque participant, l'ensemble des résultats sur les tests standardisés PRE/POST. Puisque ces variations sont uniquement dues à l'apparition de la fatigue, nous partons du postulat que plus il y a de changements entre les conditions PRE et POST (i.e. plus le nombre d'indicateurs variant de manière significative croît), plus le niveau de fatigue du participant peut être considéré comme important. Nous avons donc repéré, pour chaque participant, le jour où le plus d'indicateurs avaient varié de manière significative lors de la condition POST. Nous avons ensuite établi quels indicateurs présentaient une variation significative et quels étaient l'amplitude et le sens de ces variations. Cette date représente donc le

niveau de fatigue « maximale » (*ent max*) et les variations PRE/POST des indicateurs lors des autres semaines ont ensuite été comparés à cette dernière (Figure 41).



Figure 41 - Méthode de calcul de l'index de fatigue à chaque entraînement relativement à l'entraînement ayant induit le niveau de fatigue maximale

L'index de fatigue musculo-squelettique aigüe a donc été calculé de la manière suivante :

$$\text{Index de fatigue aigüe} = \frac{100}{n} \sum_{i=1}^n \frac{\Delta i_{ent}}{\Delta i_{ent max}}$$

où Δi_{ent} et $\Delta i_{ent max}$ représentent respectivement les différences PRE/POST pour chaque indicateur i variant de manière significative entre avant/après chaque entraînement, et avant/après l'entraînement ayant induit le niveau de fatigue « maximal » au cours de la saison, et n représente le nombre total d'indicateurs variant de manière significative lors de *ent max*. Nous allons maintenant nous intéresser à la manière dont a été mesuré cet index de fatigue tout au long de la saison.

5.2 - Méthodologie

5.2.1 - Participants

Après avoir eu des contacts avec plusieurs clubs de première et deuxième division, un partenariat avec le GPSO Issy 92, club de deuxième division féminine (ayant joué en D1 Arkema en 2021-2022) a finalement été conclu. Six joueuses professionnelles (dont 2 internationales seniors et 1 internationale U21) ont donc participé à cette étude tout au long de la saison 2022-2023 (âge = 25.1 ± 2.3 ans ; taille = 169 ± 4.4 cm ; poids = 60.2 ± 5.3 kg, $\dot{V}O_{2\max} = 63.6 (\pm 0.75)$ ml.kg⁻¹.min⁻¹). Ces joueuses représentaient des titulaires de l'équipe, à des postes différents (1 défenseure, 3 milieux et 2 attaquantes).

5.2.2 - Matériel

La troisième version de la chaussure à CI a été utilisée lors de cette étude. Les paires de chaussures étaient donc instrumentées de 12 crampons (6 par chaussure) mesurant la force normale à la semelle de la chaussure. Une description plus détaillée de ce modèle est disponible dans le deuxième chapitre (cf. 2.1.3 -, p. 81).

Lors de chaque entraînement et chaque match, les joueuses ont également été équipées de capteurs GPS/centrales inertielles (STATSports Apex, USA) et de cardiofréquencemètres. La liste complète des indicateurs de charge externe mesurés par les capteurs GPS qui ont été utilisés pour ces régressions est disponible en annexe (Annexe D).

5.2.3 - Conditions expérimentales

Toutes les expérimentations ont eu lieu sur le terrain d'entraînement/de match du GPSO Issy 92. Les tests standardisés ont été effectués sur un terrain en herbe synthétique extérieure récemment construit (2022) et répondant aux normes européennes (EN 15330-1) et françaises (NF P90-112) et est conforme aux standards de la Fédération Française de Football (FFF, 2014). Afin d'améliorer encore la reproductibilité des protocoles effectués, tous les tests standardisés ont eu lieu au même endroit sur le terrain.

5.2.4 - Procédures

Le suivi longitudinal a débuté le 27 octobre 2022 et s'est terminé le 4 mai 2023 (fin de la saison). Après avoir échangé avec le staff de l'équipe, il a été convenu qu'effectuer le test standardisé PRE/POST une fois par semaine représentait le meilleur compromis entre la qualité des données et l'ajout de charge physique/mentale/temporelle pour les joueuses. Le but était donc d'effectuer les test standardisé PRE/POST tous les jeudis car l'entraînement effectué par les joueuses ce jour-là représentait la séance la plus dure physiquement (séance de préparation au match du dimanche). Cette séance était également celle qui ressemblait le plus aux efforts fournis lors des matchs (car contenant beaucoup de jeu réduit et d'opposition sur terrain entier ou quasi-entier). Le calendrier type de la saison 2022-2023 de D2 féminine est disponible en annexe (Annexe A).

Le protocole de test standardisé avait pour but d'obtenir une signature d'une joueuse au niveau des GRF et des paramètres spatio-temporels lors d'une course en ligne droite. Il consistait donc en un aller-retour de terrain (2x100m) à une vitesse correspondant environ à 80% de la VMA des participants (qui était donc ici de 15 km/h, la VMA de toutes les joueuses étant quasi-similaire) en portant les chaussures à CI.

Cette allure correspond à une intensité présente lors de la pratique réelle tout en restant sous-maximale. Une course de 2x100m permet aux participants d'avoir le temps d'atteindre et de maintenir la vitesse cible tout en récoltant un nombre suffisant de pas (supérieur à 50) par essai. Une pause de 10s a été effectuée entre chaque 100m. La vitesse des participants était contrôlée à l'aide de signaux audio donnés tous les 25m, au moment où des plots placés sur le terrain devaient être franchis. Ce protocole était donc effectué avant l'entraînement (avant ou pendant l'échauffement collectif) et juste après (sans retour au vestiaire).

Même si l'objectif était d'effectuer le test standardisé pour chaque joueuse une fois par semaine, des imprévus n'ont parfois pas permis de garder cette fréquence. En effet, certaines joueuses étaient parfois indisponibles pour cause de blessure ou de déplacement dans leurs sélections nationales. De même, les tests standardisés n'ont pas pu être effectués par temps de pluie en raison du matériel non adapté à ces conditions. Voici un donc un récapitulatif du nombre tests standardisés réalisés par chaque joueuse :

- Joueuse A : 10 sessions
- Joueuse B : 11 sessions
- Joueuse C : 6 sessions
- Joueuse D : 10 sessions
- Joueuse E : 7 sessions
- Joueuse F : 5 sessions

Nous avons considéré qu'il n'était pas pertinent de discuter de l'évolution de l'index de fatigue pour les joueuses ayant effectué moins de 10 tests standardisés sur l'ensemble de la saison. Par conséquent, seules les données des joueuses A, B et D seront présentées ci-après.

5.2.5 - Analyse de données des CI

5.2.5.1 - Indicateurs mesurés

L'analyse de données effectuée est en grande partie similaire à celle effectuée lors de la deuxième étude de ces travaux (cf. 4.2.4 -, p.121). Elle a été effectuée sur Python (3.9) et les GRF enregistrées sous les deux pieds ont été collectées de manière continue pendant l'aller-retour sur le terrain. Les paramètres dynamiques et spatio-temporels calculés à chaque appui sont récapitulés dans le tableau disponible en annexe (Annexe B). La description des paramètres a été effectuée précédemment (cf. 4.2.4.2 -, p.124). Cependant, deux nouveaux indicateurs ont été calculés lors de cette étude. En appliquant la même décomposition fréquentielle du signal de GRF qu'auparavant, il est possible d'obtenir une composante basse fréquence (< 10 Hz) et une haute fréquence (> 10 Hz). $Freq_{moy\ HF}$ a alors été calculée car elle correspond à la fréquence moyenne de la composante haute fréquence et elle permet de donner une information complémentaire à F_{HF} en ce qui concerne les caractéristiques d'amorti du sol (Malisoux et al., 2021). Concernant les paramètres spatio-temporels, T_{Fmax} a été estimé car il correspond à l'instant où apparaît le pic actif F_{max} . Cet indicateur permet de donner des informations supplémentaires sur la phase de propulsion.

5.2.5.2 - Variables en lien avec la fatigue

Les données correspondantes aux 25 premiers mètres de course pour chaque aller et chaque retour n'ont pas été considérées dans l'analyse afin de laisser le temps aux participants d'atteindre et de s'adapter à la vitesse cible. L'ensemble des pas du test effectué avant l'entraînement a ensuite été moyenné afin de créer la condition « PRE » et ceux du test réalisé après l'entraînement ont constitué la condition « POST ». L'index de fatigue aigüe a ensuite été calculé à l'aide de la formule décrite ci-dessus en introduction. Un index de fatigue « chronique » a également été calculé pour chaque membre inférieur en effectuant une moyenne glissante de l'index de fatigue aigüe sur

les 4 dernières semaines. Dans les cas de figure où les données d'une semaine manquaient, un index de fatigue aigüe « estimé » correspondant à la moyenne de l'index de fatigue aigüe sur l'ensemble de la saison était attribué. Dans les cas où, à la suite d'un problème technique ou d'une erreur de manipulation des participants, les données PRE ou POST d'une seule chaussure (sur les deux) étaient manquantes, un index de fatigue aigüe similaire (correspondant à la chaussure ayant récolté des données) était appliqué aux deux pieds.

5.2.6 - Analyse de données issues des GPS/centrales inertielles

5.2.6.1 - Calcul du ratio charge interne/externe

Comme expliqué auparavant (cf. 1.3.4.1 -, p. 50), étudier les relations entre la charge externe et la charge interne d'un athlète permet d'en savoir davantage sur son état de fatigue et de forme. En effet, pour une certaine charge de travail externe, s'intéresser à la réponse physiologique correspondante permet de déduire une « efficacité » pour un joueur et une session donnée. Plus le ratio charge externe/charge interne est élevée, plus ce joueur peut être considéré dans un état de forme optimal, et inversement (Lacome et al., 2015).

Pour chaque joueuse, nous avons donc étudié, de manière rétrospective, quels indicateurs de la charge externe issus des capteurs GPS/centrales inertielles prédisaient le mieux sa charge interne (ici représentée par la fréquence cardiaque moyenne par session) pour chaque entraînement et chaque match.

Nous avons utilisé chacun de ces indicateurs pour ensuite créer un modèle par joueuse. Les variables prédisant le mieux la charge interne ont été déterminées à l'aide de régressions multiples pas à pas (Lacome et al., 2015). La multi-colinéarité entre deux indicateurs a été évaluée en examinant les facteurs d'inflation de la variance (VIF), une

valeur supérieure ou égale à 10 ayant été considérée comme significative de multicollinéarité (Fanchini et al., 2018 ; Ji et al., 2020 ; Malone et al., 2017 ; McCall et al., 2018). La création de ces modèles individuels nous a ainsi permis, pour chaque joueuse, d'obtenir une valeur de fréquence cardiaque estimée pour chaque session (FC_{pred}). Cette dernière a ensuite pu être comparée à la fréquence cardiaque réellement mesurée sur le terrain ($FC_{réelle}$). L'erreur standard d'estimation (SEE) de chaque régression multiple a également été calculée (Dias et al., 2011; Portas et al., 2010). Nous avons également considéré une erreur de mesure typique (Err) des cardiofréquencemètres, qui d'après la littérature, est d'environ 3% pour ce genre d'activité (Lacome et al., 2015). Enfin, nous avons défini, pour chaque joueuse, le plus petit effet détectable (SWC) de la manière suivante (Lacome et al., 2015). :

$$SWC = (0.3 \times SEE) + Err$$

Si la différence entre la FC_{pred} et la $FC_{réelle}$ (nommée ΔFC) était positive et supérieure au SWC, alors cette différence était considérée comme significative. Cela traduisait un état de forme chez la joueuse concernée. A l'inverse, lorsque la différence entre la FC_{pred} et la $FC_{réelle}$ était négative et de plus grande amplitude que le SWC, cela indiquait un état de fatigue/méforme chez la joueuse.

Enfin, nous avons comparé la variation de cet indicateur ($FC_{pred}-FC_{réelle}$, ou ΔFC) au cours de la saison avec la variation de l'index de fatigue calculé à l'aide des CI. Nous faisons l'hypothèse qu'il existe une relation inversement proportionnelle entre ces deux variables, une valeur négative de $FC_{pred}-FC_{réelle}$ traduisant un état de fatigue tandis qu'une valeur élevée d'index de fatigue traduit un plus grand état de fatigue.

5.2.6.2 - Calcul du ratio charge aigüe/charge chronique

Comme expliqué auparavant (cf. 1.3.4.2 -, p. 52), il est possible, à l'aide des indicateurs fournis par les capteurs GPS/centrales inertielles, de calculer un ratio entre la charge aigüe (moyenne de la charge sur la dernière semaine) et la charge chronique (moyenne de la charge sur les 3 ou 4 dernières semaines) d'un athlète : c'est ce que l'on appelle l'ACWR (*acute:chronic workload ratio*). Un ratio trop élevé (supérieur à 1.5) correspond selon la littérature à un état de surentraînement tandis qu'un ratio inférieur à 0.8 traduit un état de sous-entraînement (Blanch & Gabbett, 2016). Chacun de ces cas de figure augmenterait, toujours selon la littérature, le risque de blessure des athlètes (Blanch & Gabbett, 2016; Malone et al., 2017; McCall et al., 2018). Cette méthodologie de calcul de la charge d'entraînement présente de nombreux défauts évoqués auparavant (cf.1.3.4.2 -) mais elle reste néanmoins aujourd'hui largement utilisée par les staffs professionnels. Nous avons donc calculé l'ACWR_{1:4} au cours de la saison pour les trois joueuses en utilisant l'indicateur « DSL » fourni par les capteurs GPS/centrale inertielle. Pour rappel, cet indicateur représente la somme pondérée des impacts supérieurs à 2G subis par les athlètes au cours de la session. C'est donc un indicateur qui estime la charge musculo-squelettique, puisque cette dernière est constituée des forces et impacts endurés par le joueur lors de sa pratique (même si cet indicateur présente le défaut de ne pas prendre en compte les impacts inférieurs à 2G). Nous avons donc fait le choix de cet indicateur afin de comparer l'estimation de la charge musculo-squelettique effectuée à l'aide des centrales inertielles à celle effectuée avec les CI.

5.2.7 - Traitement statistique

Pour ce qui est des variables issues des crampons instrumentés, compte tenu de la haute variabilité des réponses à la fatigue constatée lors de l'étude précédente, il a été décidé d'effectuer une comparaison des données entre les conditions PRE et POST pour chaque participant. En effet, en analysant les données de manière individuelle, il est possible d'obtenir des résultats pertinents, qui auraient été « perdus » au sein d'une

analyse statistique classique (Bonnard et al., 1994; Romero et al., 2022; Welch et al., 2020). Malgré le nombre élevé d'échantillons par conditions ici (au moins 50 pas), il existe aujourd'hui peu de traitements statistiques permettant d'effectuer ce genre de comparaison (« single subject analysis » ou « single subject case study ») applicables dans le contexte présent. En effet, une analyse visuelle est la plupart du temps utilisée dans ce type d'étude (Crosbie, 1993; Kinugasa et al., 2004; Kratochwill, 1978; Scruggs et al., 2006). Cependant, un test t de Student a déjà été utilisé pour comparer les données intra-individuelles entre le début et la fin d'une course à 80% VMA (Hunter & Smith, 2007). Il a donc été décidé d'utiliser ici également un test t de Student pour comparer les résultats PRE et POST de chaque participant, pour chaque indicateur spatio-temporel et dynamique. De plus, afin de quantifier si la fatigue induisait une variation significative des indicateurs, le plus petit effet détectable (ou *Smallest Worthwhile Change*, SWC) a également été calculé pour chaque participant et chaque indicateur (Buchheit, 2018; Romero et al., 2022; Samozino et al., 2016) :

$$SWC = 0.3 \times SD_{PRE}$$

SD_{PRE} correspondant à l'écart-type de l'indicateur lors de la condition PRE. Lorsque la variation PRE/POST d'un indicateur était supérieure au SWC correspondant et lorsque la p-value du t-test correspondant était inférieure à 0.05, alors la variation de cet indicateur était considérée comme « significative ».

5.3 - Résultats

Les variations de certains indicateurs de GRF/spatio-temporels au cours de la saison sont représentées dans la Figure 42 ci-dessous.

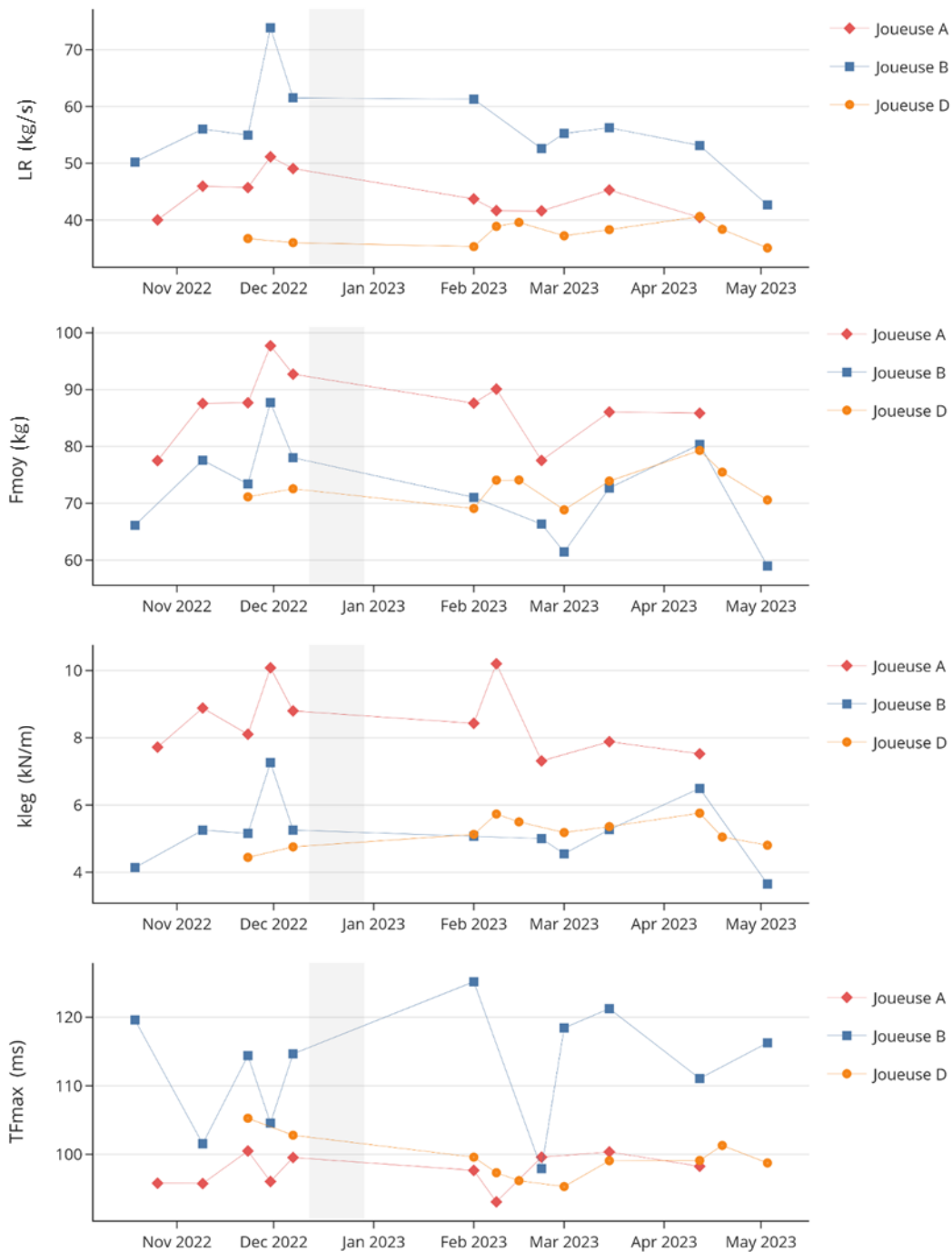


Figure 42 – Valeurs des indicateurs LR, F_{moy} , k_{leg} , et T_{Fmax} mesurées lors des tests POST au cours de la saison pour les joueuses A, B et D. La zone grisée représente la période de trêve hivernale.

Premièrement, il est possible de constater d'importantes différences interindividuelles, les valeurs de certains indicateurs variant de manière conséquente d'une joueuse à une autre. Cela témoigne de différences dans la manière de courir et la biomécanique de course des participants. Deuxièmement, cette figure permet également de rendre compte de la variabilité intra-individuelle au cours de l'année, F_{moy} variant par exemple de plus de 30% pour les joueuses A et B (allant respectivement de 77.5 kg à 97.7 kg et de 59.0 kg à 87.7 kg), tout comme T_{Fmax} qui a oscillé entre 97 et 125 ms au cours de l'année pour la joueuse B.

En ce qui concerne la variation des indicateurs entre les conditions PRE et POST entraînement, nous pouvons constater que chez les 3 joueuses, en moyenne, un grand nombre d'entre eux a varié de manière significative (voir Tableau 8 ci-dessous).

Tableau 8 - Nombre d'indicateurs (sur 13) variant de manière significative entre les conditions PRE et POST (moyenne de la saison) par joueuse.

	Indic. pied gauche	Indic. pied droit
Joueuse A	7.8	8.3
Joueuse B	9.8	10.8
Joueuse D	7.5	8.0
Moyenne	8.7	

Nous pouvons désormais nous intéresser aux variations de l'index de fatigue au cours de la saison. Etant donné l'échantillon réduit et la haute variabilité interindividuelle que présentent ces données, les résultats seront présentés participant par participant.

5.3.1 - Variation de l'index de fatigue

5.3.1.1 - Joueuse A

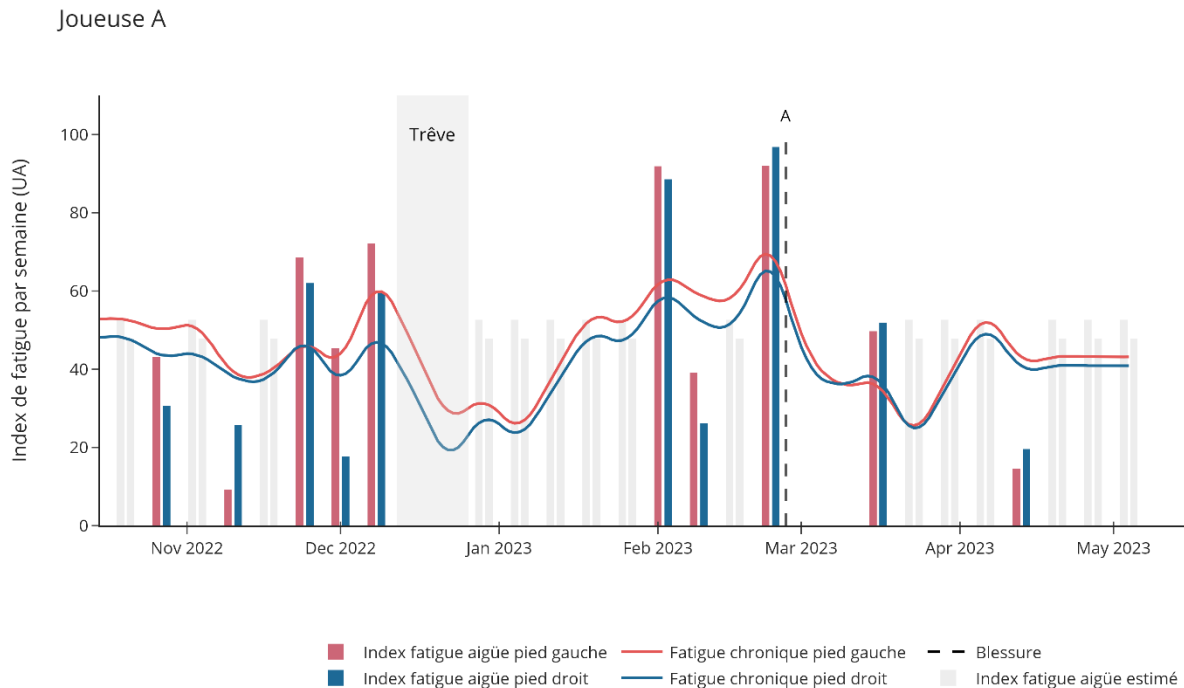


Figure 43 - Evolution de l'index de fatigue par semaine pour la joueuse A. Cette dernière a subi une blessure (A) l'ayant contrainte à arrêter l'entraînement début mars (entorse ligament latéral interne genou droit).

En s'intéressant à l'évolution de la fatigue chronique au cours de la saison, nous pouvons remarquer chez cette joueuse une augmentation de cette dernière avant la trêve hivernale, suivie d'une baisse logique durant la fin du mois de décembre. Nous pouvons remarquer que la fatigue chronique augmente fortement courant février, surtout durant deux semaines en particulier. Peu après avoir atteint le niveau maximal de fatigue chronique rencontré au cours de la saison, cette joueuse a subi sa seule blessure de l'année, l'éloignant des terrains pendant une dizaine de jours. La fatigue lors de la fin de saison est ensuite restée à un niveau proche de la moyenne annuelle.

5.3.1.2 - Joueuse B

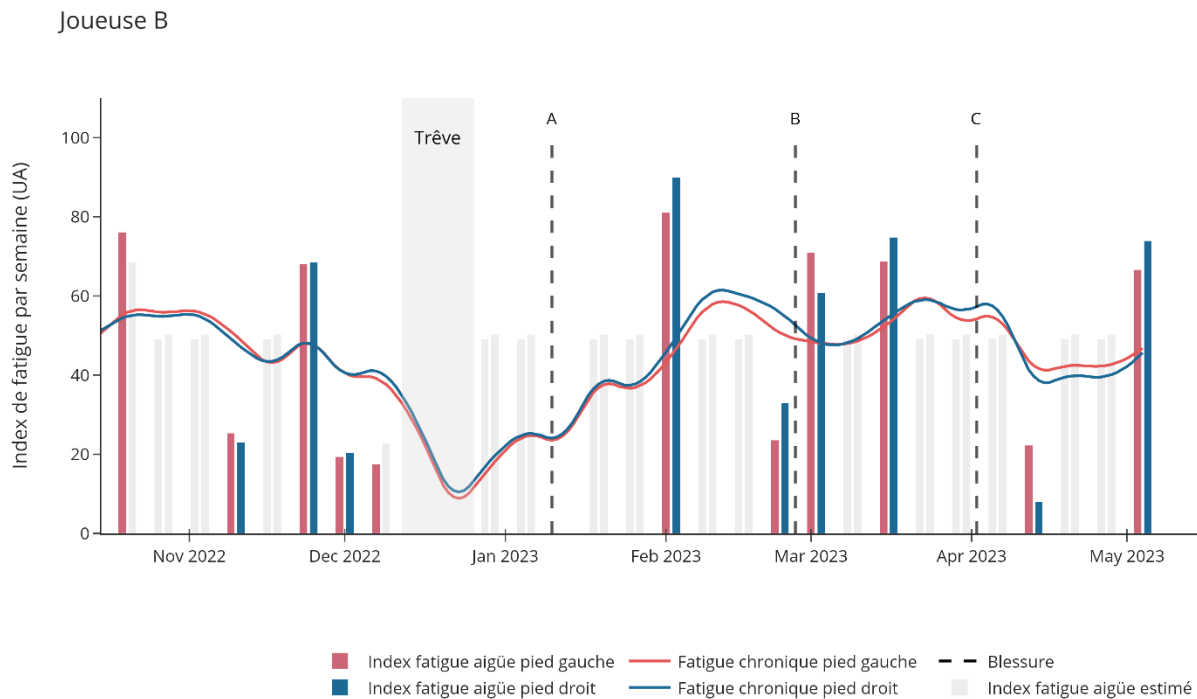


Figure 44 - Evolution de l'index de fatigue par semaine pour la joueuse B. Cette dernière a subi trois blessures au cours de la saison : une périostite tibiale sur la jambe gauche (A) puis des douleurs au niveau de la bande ilio-tibiale gauche mi-mars (B) et enfin une entorse du ligament latéral externe de la cheville droite mi-avril (C).

Pour la joueuse B, nous constatons une fatigue chronique relativement faible dans les dernières semaines précédant la trêve hivernale. En revanche, cette joueuse a été touchée par une blessure de surutilisation ou « overuse injury » (périostite tibiale) peu après la reprise. La fatigue chronique continua par la suite d'augmenter courant février puis cette joueuse se plaignit de douleurs à la bande ilio-tibiale gauche courant mars. Cette blessure n'a causé qu'un nombre limité de jours d'absence, la joueuse reprenant rapidement l'entraînement équipée d'une bande de kinésiologie (ou « strap ») autour du genou. A la suite de cette blessure, la fatigue chronique du pied droit augmenta et atteignit son maximum de la saison fin mars, avant que la joueuse ne subisse une entorse du ligament latéral externe de la cheville droite mi-avril.

5.3.1.3 - Joueuse D

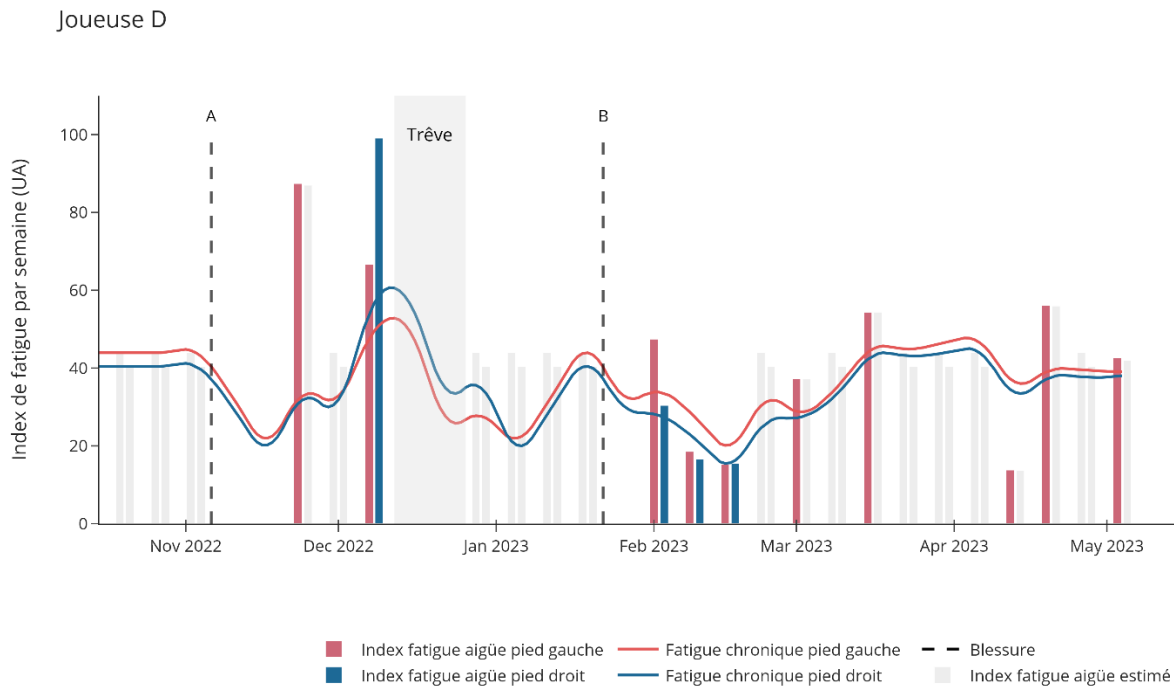


Figure 45 - Evolution de l'index de fatigue par semaine pour la joueuse D. Cette dernière a subi deux blessures au cours de la saison : une entorse du ligament latéral externe de la cheville droite début novembre (A) puis une lésion musculaire au triceps sural gauche fin janvier (B).

En ce qui concerne la joueuse D, nous avons pu recueillir des données majoritairement sur le membre inférieur gauche au cours de la saison. Cette joueuse a subi une blessure à la cheville droite fin novembre, l'immobilisant deux semaines. A son retour, une forte fatigue musculo-squelettique a pu être constatée sur les deux membres inférieurs. Après la trêve, elle a de nouveau été victime d'une blessure, cette fois-ci une lésion au triceps sural côté gauche. A la suite de cette absence, la fatigue chronique est restée relativement faible voire moyenne jusqu'à la fin de la saison.

5.3.2 - Variation du ratio de charge interne/externe

Les différents prédicteurs de la fréquence cardiaque moyenne par session pour chaque joueuse sont visibles dans le Tableau 9 ci-dessous :

Tableau 9 - Résultats des régressions multiples pas à pas par joueuse.

	Prédicteurs de la charge interne retenus dans le modèle	R	SEE (%)
Joueuse A	DIST, DECEL, DIST/min	0.66	6.27
Joueuse B	DIST, HID/min	0.60	8.17
Joueuse D	DSL	0.65	9.36

DIST = distance totale parcourue lors de la session.

DIST/min = distance parcourue par minute d'effort lors de la session.

DECEL = nombre de décélérations ($> 3\text{m/s}^2$) lors de la session.

HID/min = Distance parcourue à haute intensité (lorsque la vitesse de course est supérieure à 19.8 km/h et lorsque l'athlète accélère ou décélère) par minute lors de la session .

DSL = *Dynamic Stress Load*, somme pondérée des impacts supérieurs à 2G lors de la session (plus les impacts sont élevés, plus leur poids est conséquent)

La figure ci-dessous (Figure 46) représente un exemple d'évolution de la différence $FC_{\text{pred}} - FC_{\text{réelle}}$ au cours de l'année. Les résultats concernant les autres joueuses sont disponibles en annexe (Annexe E)

Comparaison FC prédite vs FC réelle - Joueuse A

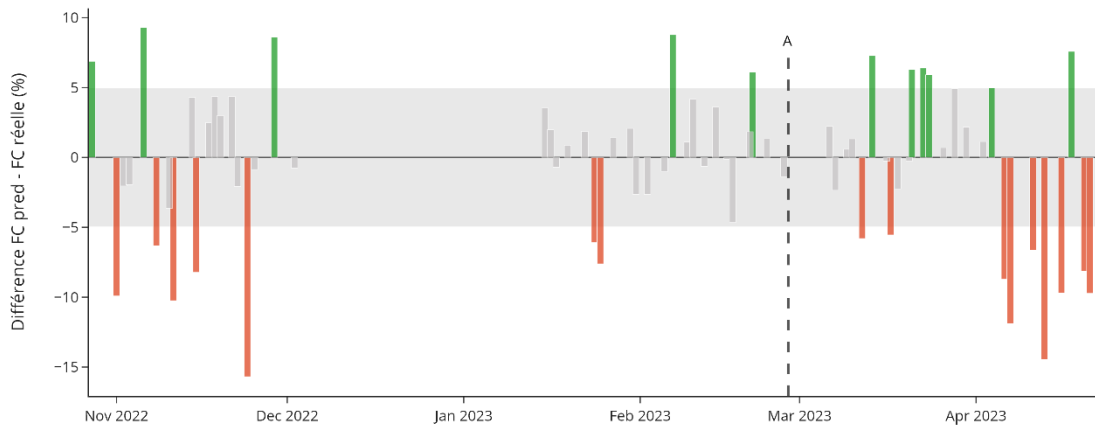


Figure 46 - Exemple de variation de la différence $FC_{pred} - FC_{réelle}$ au cours de l'année (joueuse A). Les barres vertes représentent les sessions où la joueuse peut être considérée comme étant en « forme » tandis que les barres rouges représentent les sessions où la joueuse est considérée en état de « fatigue ». La ligne pointillée représente la blessure subie par la joueuse fin février (entorse ligament latéral interne genou droit)

Pour rappel, une valeur négative de ΔFC (présente quand la différence entre FC_{pred} et $FC_{réelle}$ est négative), signifie que la joueuse peut être considérée comme en état de fatigue, sa $FC_{réelle}$ étant supérieure à celle estimée grâce à la charge externe qu'elle a subie.

5.3.3 - Variation du ratio charge aiguë/charge chronique

La Figure 47 ci-dessous représente l'évolution du ratio $ACWR_{1:4}$ calculé à partir de la variable DSL au cours de l'année pour la joueuse A. Les résultats concernant les deux autres joueuses sont disponibles en annexe (Annexe F).

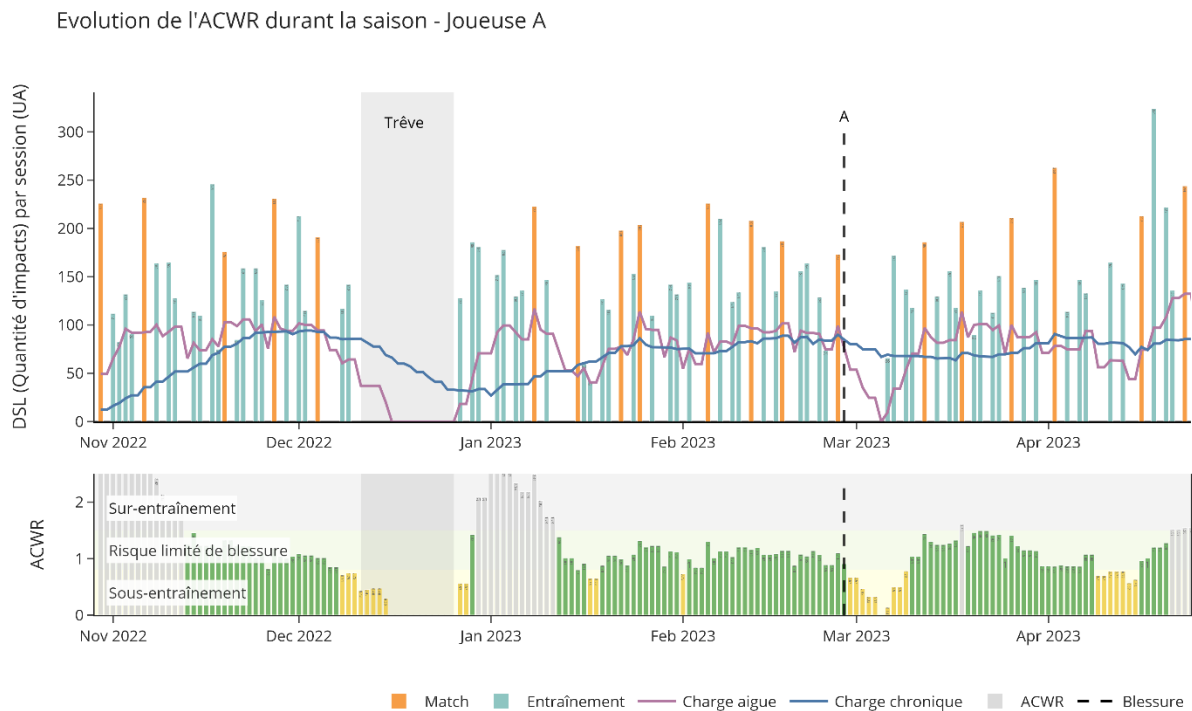


Figure 47 – En haut, évolution de l'indicateur « DSL », représentant la quantité d'impacts endurés, lors des matchs et entraînements au cours de la saison. En bas, évolution du ratio « charge aiguë:charge chronique » ($ACWR_{1:4}$) calculé à partir de l'indicateur DSL au cours de la saison. Le trait pointillé noir représente le moment de la blessure pour cette joueuse.

Cette figure nous permet de constater que d'une manière générale, l' $ACWR_{1:4}$ est resté plutôt stable au cours de la saison. Il est uniquement possible de constater une période de « surentraînement » début janvier et lors de la fin de la saison. Cette augmentation du ratio ACWR lors de la reprise post-trêve hivernale est logique, étant donné qu'une période de repos induit forcément une baisse de la charge chronique et donc une augmentation de l'ACWR.

5.4 - Discussion

Cette étude avait pour but de monitorer la fatigue neuromusculaire et musculo-squelettique aigüe et chronique de manière longitudinale chez des participants de niveau professionnel à l'aide de chaussures à CI. Le nombre élevé d'indicateurs ayant varié entre les conditions PRE et POST, peu importe la joueuse (cf. Tableau 8), indique bel et bien que cette procédure permet de détecter et de quantifier la fatigue musculo-squelettique aigüe d'un athlète à la suite d'un entraînement de football.

5.4.1 - Analyse intra-individuelle

En ce qui concerne le niveau intra-individuel, on remarque de fortes variations de l'index de fatigue de semaine en semaine. Le caractère novateur de la procédure employée ici et la faible taille d'échantillon rendent complexe l'analyse et la comparaison de ces données avec d'éventuelles études passées. De plus, le caractère individuel des réactions à la fatigue rend compliquée la comparaison entre joueuses. En effet, même s'il est possible de noter quelques similarités dans l'évolution de la fatigue chronique chez les joueuses A et B (notamment un index de fatigue élevé début février), nous constatons de fortes différences entre l'évolution de la fatigue selon les joueuses (Tableau 10 ci-dessous).

Tableau 10 - Exemples de variation de l'index de fatigue selon les joueuses pour 3 dates données.

Date	Index de fatigue pied gauche (%)		
	Joueuse A	Joueuse B	Joueuse D
7 décembre	72.3	22.9	66.7
1^{er} février	91.9	81.8	47.4
22 février	92.2	29.9	

Cela peut s'expliquer par des états de formes différents, les blessures précédentes ou bien encore des sollicitations physiques variables selon le poste de la joueuse au cours de la session (2 joueuses évoluant au milieu tandis que la dernière évolue en défense). Ces larges différences de réponses ont déjà été constatées précédemment dans les études monitorant la fatigue neuromusculaire d'après match et ont été attribuées majoritairement au contexte du match (Carling et al., 2018). Là encore, cela souligne le caractère individuel des adaptations à la fatigue et la nécessité d'individualiser les charges d'entraînement.

La fatigue chronique augmentant particulièrement chez les joueuses A et D vers le mois de décembre souligne l'importance de la trêve hivernale dans la planification de l'entraînement. De plus, il est aussi possible de constater que les joueuses A et B ont démontré des niveaux de fatigue élevés durant le début du mois de février, soit peu après cette trêve. Bien que nous n'ayons pas pu recueillir de données sur la période de janvier, nous pouvons faire l'hypothèse que la reprise de l'entraînement post-trêve a possiblement induit une forte fatigue musculo-squelettique, à l'image de ce que pourrait produire la reprise de l'entraînement à la suite de la période de repos estivale.

5.4.2 - Comparaison aux méthodologies actuelles de quantification de la fatigue et de la charge d'entraînement

Cette étude avait également un deuxième objectif qui consistait à comparer les variations de l'index de fatigue calculé à l'aide des crampons instrumentés aux variations de deux ratio classiquement calculés par les staffs professionnels : le ratio charge interne/externe et le ratio charge aigüe/chronique.

Afin d'étudier les relations entre ces différentes estimations de la fatigue, nous avons comparé les valeurs obtenues avec chacune des méthodes lors des sessions où avaient été effectuées les tests standardisés. En ce qui concerne le ratio charge interne/externe,

la comparaison de ΔFC et de l'index de fatigue a permis de constater que ces deux variables étaient faiblement corrélées, et dans un sens inverse à l'hypothèse que nous avons formulé auparavant (cf. Figure 48)

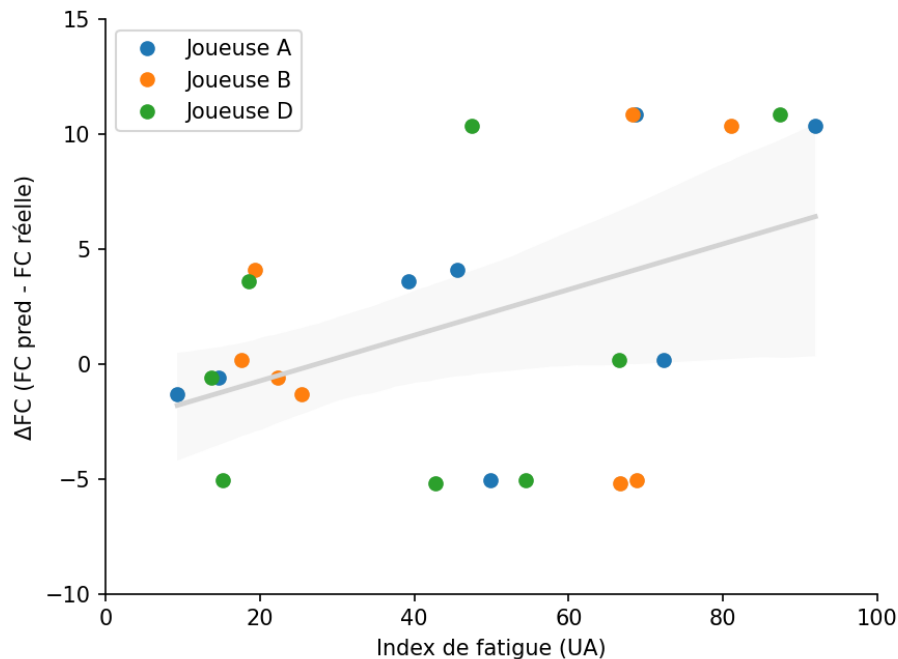


Figure 48 - Relation entre ΔFC (Différence $FC_{pred} - FC_{réelle}$) et l'index de fatigue musculo-squelettique calculé auparavant à l'aide des CI ($R = 0.43$)

En effet, nous pouvons nous attendre à constater une relation inversement linéaire entre ΔFC et l'index de fatigue, une valeur négative de ΔFC signifiant que la joueuse peut être considérée comme en état de fatigue,

En ce qui concerne l'ACWR, nous pouvons également comparer les valeurs de DSL (ou de charge aigüe correspondante) aux valeurs d'index de fatigue calculées à l'aide des chaussures à CI. Ainsi, il est possible de constater qu'il n'existe pas de corrélation entre ces variables ().

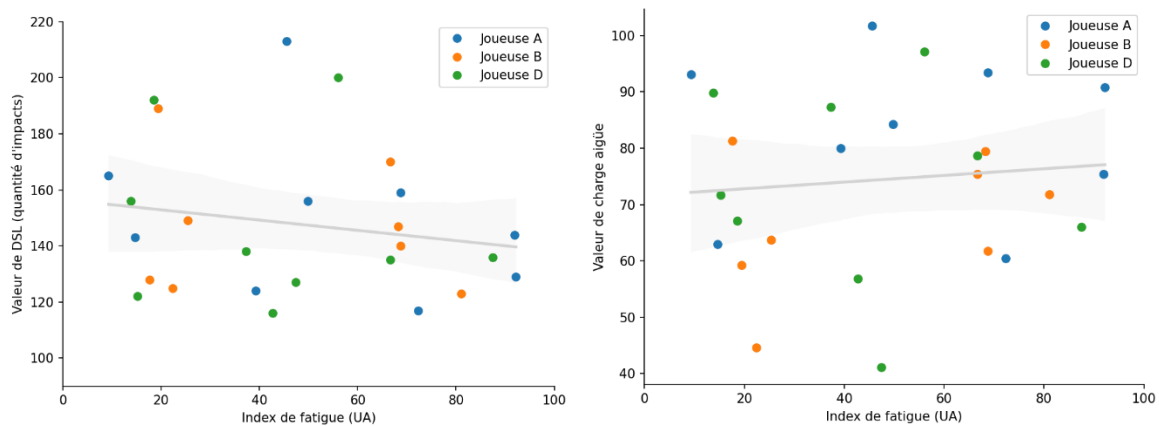


Figure 49 - Relation entre l'index de fatigue aigüe calculé avec les chaussures à CI et les valeurs de DSL (à gauche, $R = -0.18$) et de charge aigüe (à droite, $R = 0.10$) pour les sessions où ont été effectués les tests standardisés.

Il n'y a donc pas de liens significatifs entre la charge musculo-squelettique estimée à base des capteurs GPS/centrale inertielle et l'index de fatigue musculo-squelettique mesurée à l'aide des CI. Ceci peut s'expliquer par le fait que les centrales inertielles mesurent les impacts au niveau du tronc des athlètes et non pas au niveau de leurs membres inférieurs. En effet, comme expliqué auparavant (cf. 1.3.3.2 -, p. 44), des études ont démontré que les accélérations du tronc ne sont pas corrélées à celle des membres inférieurs lors d'efforts de type « football » (Bastiaansen et al., 2022; Wilmes et al., 2023).

L'étude de cas présentée ici ne permet pas de faire de généralisation mais confirme le fait que les indicateurs liés aux accélérations/impacts mesurés sur le tronc ne sont pas adaptés à la quantification de la charge externe musculo-squelettique en football. A l'inverse, le protocole mis en place à l'aide des CI a permis de monitorer la fatigue musculo-squelettique au cours de la saison. L'index de fatigue a notamment augmenté de manière progressive de la reprise post-trêve à la blessure constatée fin février, tandis que l'ACWR n'a indiqué aucun signe de sur- ou sous-entraînement pendant cette période.

L'ensemble de ces résultats peut signifier que l'index de fatigue, comme nous pouvons nous y attendre, traduit les réponses des joueuses aux sollicitations musculo-squelettiques qu'elles subissent et que cet index n'est donc pas lié aux indicateurs communément étudié aujourd'hui par les staffs médicaux. Cela peut s'expliquer par le fait que ces derniers permettent principalement d'estimer la charge cardiovasculaire car ils mesurent les distances parcourues, les vitesses de courses atteintes, etc. (à l'exception de l'indicateur DSL qui recense le nombre d'impacts subis). L'index de fatigue représente donc une variable complémentaire pouvant être utilisée par les staffs pour affiner la quantification générale de la charge d'entraînement et de la fatigue.

5.4.3 - Originalités et bénéfices de l'approche

Cette étude présente l'avantage de pouvoir estimer la fatigue musculo-squelettique aigüe des joueuses de manière relativement simple et rapide (en quelques minutes, sans protocole complexe et quasiment sans matériel) sans rajouter de fatigue supplémentaire aux athlètes. Ces deux points représentent des conditions très importantes auprès des staffs, encore plus particulièrement ceux des clubs de très haut niveau où l'emploi du temps des joueurs/joueuses est extrêmement chargé.

Les précédentes études se focalisant sur la fatigue neuromusculaire post-effort ont parfois réalisé leurs mesures à la suite d'un seul match/effort (lors d'une seule date). Or, le fait qu'il existe une superposition entre la fatigue aigüe et la fatigue chronique peut rendre compliqué l'interprétation des données issues d'une session unique et la dissociation des effets de ces deux types de fatigue (Meister et al., 2014). Dans cette étude, le fait d'avoir répété ces mesures tout au long de la saison ne permet pas davantage de dissocier les effets mais permet aux résultats d'être moins dépendants des facteurs externes comme le jour et l'heure de l'expérimentation, le contexte tactique et/ou psychologique lié au match, etc. Cela permet de baser l'analyse des

résultats sur des données plus nombreuses et donc plus révélatrices d'un potentiel changement d'état (Carling et al., 2018).

Monitorer la fatigue aigüe à l'aide de ce protocole permet de fournir au staff des informations sur le niveau de forme et de préparation des joueurs/joueuses de manière quasi-immédiate, ce qui pourrait leur permettre de prendre des décisions en conséquence sur les futures échéances ou les entraînements à court ou moyen-terme.

La haute validité écologique de cette procédure (les données étant récoltées au même endroit du terrain, peu de temps après l'effort et issues de plus d'une cinquantaine d'appuis) permet à ce protocole d'être répétable et standardisé. A l'inverse, certains marqueurs biologiques traditionnellement mesurés après un effort (comme la créatine kinase) sont connus pour leur grande variabilité inter- et intra-séances dues aux variations des rythmes circadiens, au climat, ou encore au taux de nutrition et d'hydratation des participants, ce qui compliquent fortement leur interprétation et leur utilité dans le cas d'un monitoring de la fatigue aigüe (Heidari et al., 2018).

La plupart des études s'intéressant à la fatigue aigüe et résiduelle induite par un effort de type « football » ont évalué les altérations liées à la fatigue à l'aide de test maximaux, qu'ils soient effectués en laboratoire (évaluation de la force isométrique ou isocinétique des membres inférieurs) ou sur le terrain (sprint en ligne droite, changements de directions, CMJ etc.) (Carling et al., 2018). Or, ces tests maximaux rajoutent de la fatigue supplémentaire à des participants étant déjà en situation de fatigue et peuvent donc représenter un risque de blessure. Deuxièmement, les staffs médicaux peuvent être réticents à l'utilisation et à la répétition de ces tests maximaux, tout comme les participants qui peuvent manquer de motivation (et donc d'implication) pour réaliser ces efforts intenses (Silva et al., 2018). Nous nous sommes d'ailleurs heurtés à ce problème lors de cette étude. En effet, les tests standardisés PRE/POST effectués au cours de la saison par les joueuses professionnelles incluaient également une série de

5 CMJ à effectuer avant et après l'entraînement, juste avant l'aller-retour de course en ligne droite, de manière à compléter l'estimation de la fatigue. Cependant, nous avons constaté (à la fois sur le terrain et lors de l'analyse des résultats) que l'implication des participants n'était pas toujours maximale, que ce soit au début ou à la fin de l'entraînement. Cela a donné lieu à des résultats parfois aberrants et non représentatifs de l'état de fatigue des joueuses (jusqu'à 30% d'augmentation sur la hauteur de saut post-fatigue par exemple) et nous a poussé à ne pas inclure ces données dans l'analyse effectuée. Monitorer la fatigue post-entraînement à l'instar de cette étude (à l'aide d'un test sous-maximal) permet donc de s'affranchir de cette limite.

5.4.4 - Limites

Cette étude présente néanmoins plusieurs limites. Premièrement, avec ce protocole de calcul de l'index de fatigue, nous avons fait l'hypothèse que les adaptations liées à la fatigue seraient « linéaires », c'est-à-dire qu'un participant emploierait les mêmes stratégies d'adaptation qu'il soit en situation de fatigue faible ou élevée, son degré de fatigue influençant uniquement l'amplitude de ces adaptations. Or, nous pouvons penser que les stratégies employées par un joueur en situation de fatigue maximale (jusqu'à épuisement) ne sont pas forcément les mêmes que celles employées après un entraînement peu ou pas éprouvant pour les joueuses. Cette hypothèse peut aussi être remise en question par le fait que la baisse de force de certains muscles des membres inférieurs en situation de fatigue évolue de manière non-linéaire (Schmidt, 2013) et que les relations entre charge d'entraînement et niveau de fatigue sont également non-linéaires (Kalkhoven et al., 2021; Murray et al., 2017; Seshadri et al., 2019).

Deuxièmement, la troisième version de la paire de chaussure à CI a été utilisée dans cette étude. Cette version permet de limiter l'encombrement matériel et la difficulté d'acquisition mais elle possède également des crampons moulés classiques (en plus des CI). Par conséquent, nous pouvons faire l'hypothèse que des forces ont été

transmises par le participant via ces crampons non instrumentés. De plus, sur un terrain en herbe, il est également probable que, étant donné l'enfoncement des crampons, la semelle extérieure située sous la chaussure soit également en contact avec le sol lors de la course. Cela induit donc que les CI ne mesurent pas l'ensemble des efforts fournis par le participant, ce qui pourrait induire des amplitudes de forces mesurées plus faibles que la réalité. Cependant, la répartition des crampons instrumentés (au nombre de 6) sous l'ensemble de la semelle et leur proximité avec les crampons moulés nous amène à croire que les efforts transmis via les crampons moulés classiques seraient de nature similaire à ceux mesurés par les CI. En résumé, nous faisons l'hypothèse que les éventuelles variations des indicateurs et des patterns de force seraient identiques avec une chaussure uniquement composée de CI, la présence de crampons moulés classiques diminuant seulement l'amplitude des forces et indicateurs mesurés.

Il existe également des limites aux calculs de ratios effectués à l'aide des indicateurs GPS/centrales inertielles. En effet, pour le calcul de la charge interne/externe, nous avons ici pris en compte l'ensemble des sessions d'entraînement pour construire les modèles individuels de prédiction de la FC. Or, il est plutôt recommandé de construire ces modèles à partir de sessions/d'exercices standardisés et reproductibles afin de pouvoir faciliter la comparaison inter-sessions (Lacome et al., 2015).

Résumé

- Le protocole utilisé dans cette étude a permis de détecter les modifications biomécaniques employées par l'ensemble des joueuses en situation de fatigue puisqu'un nombre important d'indicateurs ont varié de manière significative entre les deux conditions.
- Cela traduit le fait qu'il est possible de détecter la fatigue neuromusculaire aiguë (et par extension la fatigue musculo-squelettique) sur le terrain chez un public professionnel à l'aide des CI.
- La comparaison aux méthodologies actuelles de quantification de la fatigue a permis de rendre compte de l'apport de l'index de fatigue musculo-squelettique comme variable complémentaire afin d'améliorer la quantification de la charge d'entraînement.
- D'autres études sont maintenant nécessaires pour comprendre les mécanismes sous-jacents à ces adaptations. De plus, un échantillon plus conséquent (tant en nombre de participants qu'en durée de suivi) permettrait éventuellement d'étudier la relation entre l'index de fatigue calculé et la survenue de blessures.
- Aujourd'hui, ce protocole représente une manière inédite de monitorer la fatigue musculo-squelettique de manière rapide, non invasive, écologique et quasiment en temps réel.

Chapitre 6 - Discussion

Ce chapitre a pour objectif de discuter les limites et les perspectives des travaux réalisés précédemment. Nous reviendrons dans un premier temps sur les possibilités d'amélioration technologiques et méthodologiques, puis nous étudierons les liens entre l'index de fatigue calculé lors de la troisième étude et les méthodologies actuellement utilisée par les staffs professionnels. Enfin, nous nous focaliserons sur les autres perspectives d'applications des CI dans la prévention des blessures en football.

6.1 - Perspectives méthodologiques

6.1.1 - Combinaison avec les autres technologies de mesure du mouvement humain

La technologie de CI nous permet d'obtenir des données de force directement sur le terrain de manière continue. Combiner cet outil à des systèmes de mesure permettant d'obtenir des données de position, d'angles articulaires ou encore d'activations musculaires nous permettrait de répondre à certaines limites soulevées par les travaux présentés précédemment.

Le but premier de ces travaux de thèse était de valider scientifiquement une paire de chaussures dotée de CI permettant de mesurer des GRF. Pour ce faire, nous avons comparé les données issues de cet outil novateur aux données de force issues de plateforme de force, l'outil de référence actuel pour la mesure de GRF. Cette comparaison a d'abord eu lieu sur le terrain, puis une comparaison méthodologique a également été effectuée en laboratoire, cette dernière permettant de rendre compte du très bon degré d'accordance entre les deux systèmes de mesure. Concernant la course en ligne droite, les plus grandes différences mesurées entre les CI et la PFF ont été constatées parmi les indicateurs liés à la phase d'impact (biais de 4.3% pour Fz1 et de 4.9% pour LR) malgré d'excellents degrés d'accord ($ICC_{(3,1)} = 0.97$ pour ces deux mêmes indicateurs). Cela nous amène à croire que ces indicateurs sont mesurés de manière fiable par les CI mais qu'il existe un biais entre les deux systèmes de mesure. Cela pourrait être expliqué par la différence de référentiel entre les deux outils, la PFF mesurant les forces dans le référentiel « sol » alors que la chaussure à CI mesure les forces dans son propre référentiel (Figure 31, p. 94). Ainsi, lorsque les deux systèmes ne sont pas tout à fait parallèles (et donc notamment durant la phase d'impact), les nGRF mesurées par les CI peuvent être légèrement différentes des vGRF mesurées par

la PFF. Au vu des résultats présentés lors de cette étude, ces différences apparaissent relativement faibles (environ 4%).

Afin de confirmer cette hypothèse, il pourrait être nécessaire à l'avenir de répéter cette expérimentation en utilisant un système optoélectronique permettant de mesurer la position de la chaussure à chaque instant de la course. Cela permettrait notamment d'obtenir l'angle d'attaque au sol et ainsi de quantifier les possibles différences de mesure liées à la différence de référentiels.

Lors des deuxième et troisième études, les CI ont permis de détecter des modifications biomécaniques lors de courses en ligne droite induites par la fatigue. En revanche, nous n'avons pas pu déterminer avec certitudes les mécanismes expliquant ces adaptations. Certains auteurs ont précédemment postulé qu'elles pouvaient être liées à des stratégies de protection contre la douleur ou simplement à une baisse de performance incontrôlée (Giandolini, 2017; Morin, Tomazin, et al., 2011; Morio et al., 2012). Afin d'en savoir davantage sur les mécanismes qui induisent ces variations, il pourrait être utile de combiner les données issues des CI à un système de mesure permettant d'obtenir la cinématique des coureurs sur le terrain (centrale inertielles). Cela pourrait permettre de mieux comprendre les liens entre les adaptations cinématiques (changements d'angle d'attaque, de flexion du genou, etc.) et les adaptations dynamiques (changements dans les indicateurs de GRF), notamment lors de la phase d'impact.

Enfin, un couplage à un système mesurant les activations musculaires (EMG) pourrait également permettre d'affiner l'analyse et de mieux comprendre les liens entre production de force et coordination musculaire. Nous pourrions pour cela s'appuyer sur certains travaux de la littérature, qui mettent en avant les stratégies employées ainsi que les synergies musculaires en situation de fatigue (Singh & Latash, 2011 par exemple).

6.1.2 - Approfondissement de l'analyse de données

Lors de la deuxième étude présentée ici, des changements biomécaniques significatifs ont été relevés pour l'ensemble des participants en situation de fatigue. L'amplitude et le sens de ces changements ont néanmoins été sujets à une grande variabilité interindividuelle. En effet, certains indicateurs (comme F_{\max} , k_{leg} ou k_{vert}) ont varié de manière significative dans des sens opposés en situation de fatigue selon les participants. Cela a déjà été constaté précédemment dans la littérature (Dutto & Smith, 2002; Hunter & Smith, 2007; Rabita et al., 2011) et souligne la nécessité d'individualiser le traitement statistique (ou d'utiliser une analyse en « cluster »).

Le protocole employé lors de la troisième étude, nous a également permis de mettre en lumière de fortes différences inter-joueuses en ce qui concerne l'évolution des niveaux de fatigue au cours de la saison mais également les stratégies adoptées en situation de fatigue. En effet, en analysant les variations PRE/POST issues de l'entraînement ayant provoqué le niveau de fatigue « maximale », il est possible de constater d'une part que certains indicateurs (notamment LR, F_{\max} et k_{leg}) varient de manière très importante (quasiment jusqu'à 30%) en condition POST et, d'autre part, que ces variations ne sont pas similaires entre les joueuses (Figure 50)

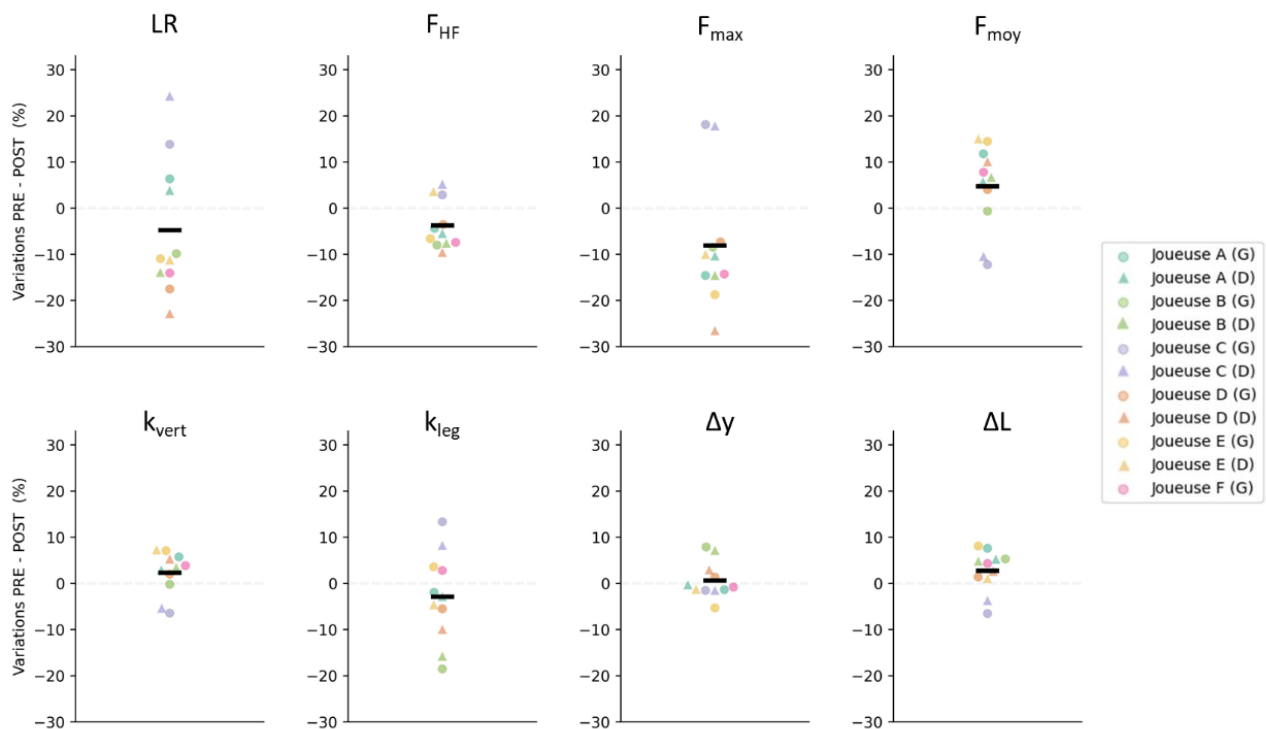


Figure 50 - Variation PRE/POST des indicateurs lors de la session d'entraînement ayant engendré un index de fatigue maximale pour chaque joueuse et chacun de leurs membres inférieurs gauche (G) et droit (D). Les indicateurs du membre inférieur droit de la joueuse F ne sont pas présentés pour cause de données insuffisantes.

Ces résultats sont en accord avec ceux de la deuxième étude et démontrent encore une fois la nécessité d'analyser les adaptations à la fatigue de manière individuelle.

Au niveau des traitements statistiques utilisés lors de ces deux études, nous avons utilisé des tests t de Student ainsi que le SWC pour étudier la significativité des variations. En ce qui concerne la deuxième étude, nous avons fait le choix de définir uniquement deux conditions, DEB et FIN, représentant le début et la fin de la course à épuisement. Ce choix a été réalisé d'une part afin de faciliter la clarté des résultats, et d'autre part car nous avons constaté que les différents indicateurs évoluaient dans la majorité des cas de manière linéaire avec le temps. Cependant, il serait possible d'étudier ces variations à d'autres moments de la course (par exemple à 10%, 33%, 66% et 100% de la durée de la course) comme cela a déjà été fait précédemment dans la

littérature (Rabita et al., 2011) afin d'affiner l'analyse de données. De même, le nombre très élevé de mesures par indicateur (plus de 700 en moyenne) nous permettrait également d'étudier les relations entre ces indicateurs et l'apparition de la fatigue en continu, à l'aide de régressions univariées et/ou multivariées. Cela permettrait d'analyser les variations des indicateurs de manière individualisée, ce que ne permettent pas les tests statistiques utilisés précédemment.

Au-delà du traitement statistique, il serait également possible d'analyser les données des CI d'une manière plus détaillée. En effet, nous reconnaissons que l'analyse des résultats présentée dans la deuxième et troisième étude s'est principalement focalisée sur la force totale par pied. Or, les chaussures à CI permettent aussi d'obtenir les forces crampons par crampons (et par conséquent également le déroulé du centre de pression sous le pied). Etudier l'évolution de la répartition médiale-latérale ou antéro-postérieure des forces sous chaque pied pourrait permettre d'obtenir une analyse plus poussée de la biomécanique des participants (cf. Figure 51).

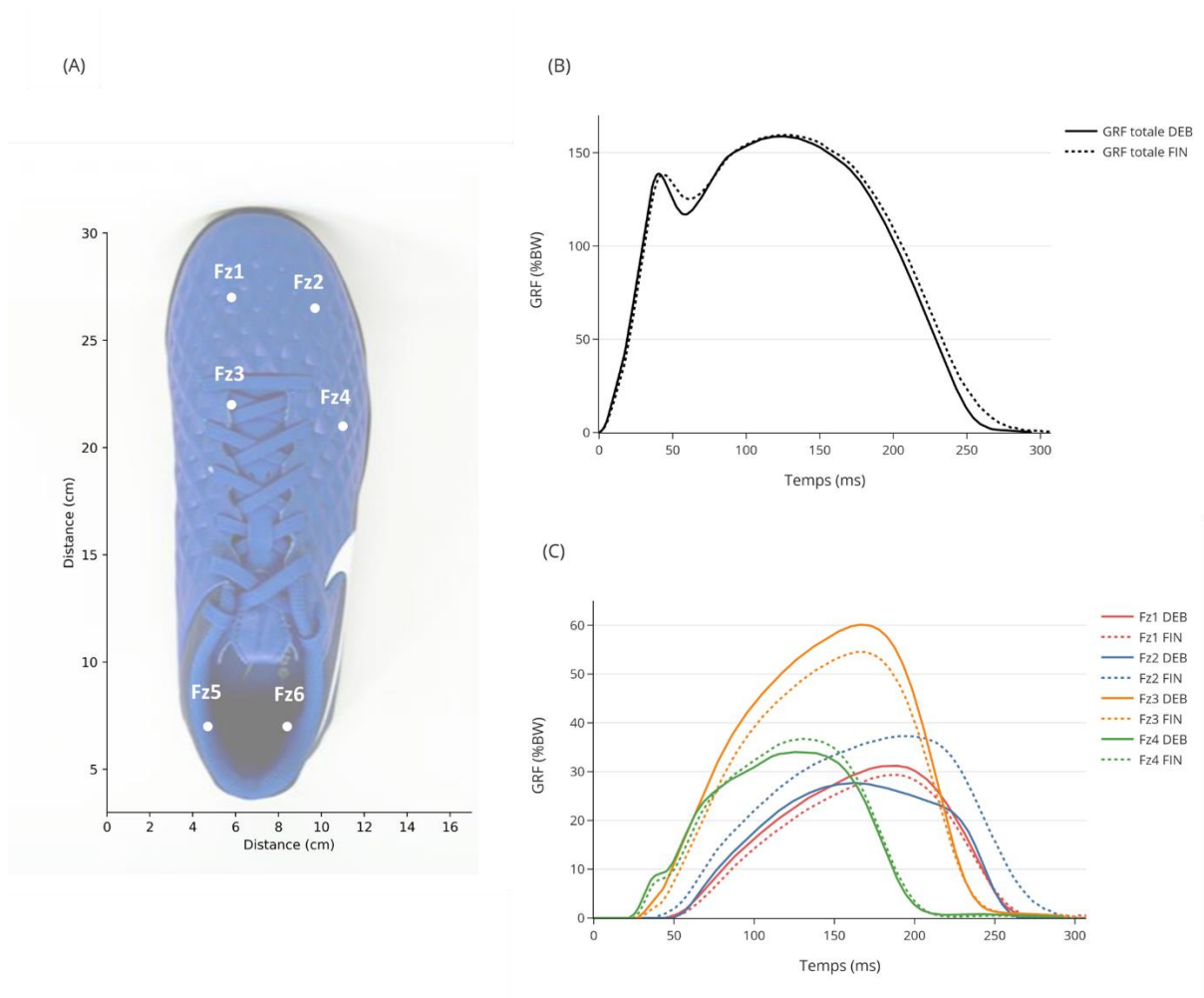


Figure 51 - (A) Représentation de la position des CI sous la chaussure. (B) Courbes moyennes de GRF pour un participant en situation au début (DEB) et à la fin (FIN) de la course à épuisement. (C) Courbes moyennes de GRF de 4 crampons isolés pour le même participant au début (DEB) et à la fin (FIN) de la course à épuisement.

Nous pouvons voir l'utilité de l'analyse crampon par crampon à l'aide de l'exemple pour le participant ci-dessus. Malgré le fait que le pic de GRF totale n'ait pas évolué avec la fatigue (Figure 51B), la répartition médio-latérale des GRF par crampon a évolué (Figure 51C). En effet, les CI mesurant les GRF du côté médial (Fz1 et Fz3) ont enregistré une nette augmentation de GRF tandis que la tendance inverse peut être constatée pour les CI situés sur le côté latéral du pied (Fz2 et Fz4).

6.1.3 - Calcul de l'index de fatigue

Le protocole mis en place lors du suivi longitudinal a permis de détecter les variations biomécaniques induites par la fatigue de manière simple et non-invasive. Néanmoins, ce protocole peut être amélioré, et plus particulièrement en ce qui concerne la méthode de calcul de l'index de fatigue. En effet, nous avons initialement prévu de débiter le suivi longitudinal par un test d'effort maximal représentatif des efforts pratiqués lors d'un match de football : le SAFT⁹⁰. Plusieurs tests d'efforts répliquant ceux effectués en football existent dans la littérature, mais le SAFT⁹⁰ présente l'avantage d'être simple d'utilisation, d'être reproductible et d'avoir été utilisé de manière conséquente (Barrett et al., 2016 ; De Ste Croix et al., 2015 ; Huygaerts et al., 2020 ; Lovell et al., 2008, 2013 ; Marshall et al., 2014 ; Nédélec et al., 2012). Les temps et niveaux d'efforts de ce test ont été établis à partir de l'analyse vidéo de joueurs d'English Championship (seconde division professionnelle anglaise) durant l'année 2007 (Lovell et al., 2008). Il dure 15 minutes et peut être renouvelé 6 fois de manière aléatoire afin de simuler les demandes d'un match entier (90 min). Le parcours est basé sur un test type « navette » de 20m de long. A chaque tour de parcours, les vitesses de courses et/ou les activités à effectuer changent de manière aléatoire. Les consignes (mouvements à effectuer et vitesses de ces derniers) sont communiquées au joueur via une bande son. Le joueur démarre en effectuant soit des pas chassés ou une course vers l'avant/arrière sur 2m, puis en effectuant 20m entrecoupés d'un slalom à une vitesse de type « jogging » (10,3 km/h), « course » (15 km/h) ou « sprint » (20,4 km/h) et enfin 20m en ligne droite à allure marche (5 km/h), « jogging », « course » ou « sprint » (Figure 52). Répété pendant 90 minutes, ce test d'effort induit donc une distance totale de 10,78 km, 1269 changements de vitesses, 1350 changements de direction et réplique les efforts produits par des joueurs masculins de deuxième division professionnelle anglaise de football (Championship).

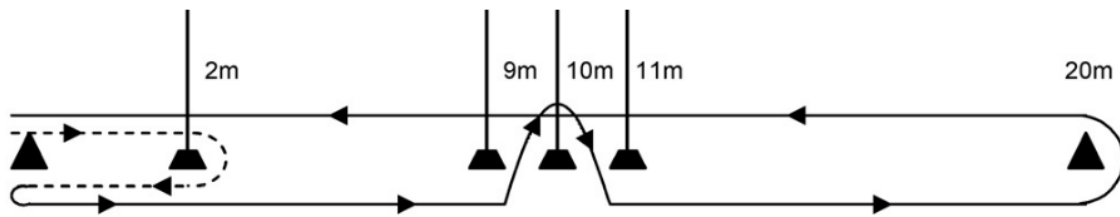


Figure 52 – Schéma d'un tour de parcours de SAFT⁹⁰ (les traits pointillés représentent des mouvements de pas chassés ou avant/arrière (d'après Small et al. 2010)).

Ce test a été validé scientifiquement à de multiples reprises en prouvant qu'il reproduisait les efforts sur les plans physiologique (Lovell et al., 2008) et biomécanique (Barrett et al., 2016). Il existe également des variantes de ce test destinées à représenter les efforts fournis par des joueurs plus jeunes comme des U18 Elite (Y-SAFT) ou des joueurs de niveau Universitaire aux Etats-Unis (U-SAFT). Un tableau récapitulatif disponible en annexe (Annexe C) permet de comparer les efforts fournis en match par des joueuses féminines professionnelles de niveau international ou élite (correspondant aux participants de cette étude) à ceux induits par ces différentes versions du SAFT.

L'objectif initial était donc de réaliser, en début de saison, un test standardisé avant et après que les joueuses aient effectué un SAFT⁹⁰. Cela aurait permis de quantifier les variations d'indicateurs induites par un test représentant un effort « maximal » (car similaire à un match) et de comparer par la suite, au cours de la saison, les variations PRE/POST de chaque entraînement à ces variations « maximales ». Nous avons donc prévu de calculer l'index de fatigue musculo-squelettique aiguë de la manière suivante :

$$\text{Index de fatigue aigüe} = \frac{100}{n} \sum_{i=1}^n \frac{\Delta i_{ent}}{\Delta i_{SAFT}}$$

où Δi_{ent} et Δi_{SAFT} représentent respectivement les différences pré/post pour chaque indicateur i variant de manière significative entre avant/après l'entraînement, et avant/après le test d'effort SAFT⁹⁰, et n représente le nombre total d'indicateurs variant de manière significative lors du SAFT⁹⁰.

Le suivi longitudinal ayant débuté courant octobre, les joueuses avaient déjà fini leur préparation estivale et étaient déjà engagées dans la saison compétitive. Au vu de la charge physique supplémentaire que pouvait représenter le SAFT⁹⁰ à cette période de l'année, le staff technique et médical a préféré ne pas induire un risque de surentraînement et le test n'a donc pas pu être effectué. Sans possibilité d'effectuer de test SAFT⁹⁰ et donc de quantifier les altérations induites par un état de fatigue « maximale » pour chaque joueuse, nous avons dû adapter notre méthode de calcul de l'index de fatigue musculo-squelettique et opter pour un maximum « relatif » plutôt qu'un maximum « absolu ».

Nous allons maintenant faire le lien entre la quantification de la fatigue musculo-squelettique réalisée à l'aide des chaussures à CI et les méthodes actuellement utilisées dans la quantification de la charge d'entraînement.

6.2 - Perspectives applicatives

Nous avons précédemment pu étudier le rôle de la fatigue comme facteur de risque de blessure. Nous pouvons désormais nous attarder sur les autres possibilités d'utilisation des CI pour la prévention des blessures.

La prévention des blessures en football a fait l'objet de nombreuses études, les auteurs cherchant la plupart du temps à identifier les principaux facteurs de risques de blessure et les moyens permettant de limiter l'impact de ces derniers. Les premiers modèles étiologiques cherchant à établir la façon dont apparaît une blessure étaient très basiques et étudiaient les relations entre l'athlète et une exposition à des facteurs de risque externes (Meeuwisse, 1994). Dans la plupart des études actuelles, la relation entre un facteur de risque unique et la survenue d'un type de blessure est analysée de manière unilatérale et linéaire. Ces études permettent ensuite aux cliniciens sur le terrain (les staffs médicaux) de mettre en place des tests permettant d'évaluer les capacités d'un athlète sur un exercice précis correspondant à un facteur de risque précis et donc d'en déduire si l'athlète a un profil « à risque » ou non pour cette blessure. Mais cette vision comporte de nombreuses limites et est considérée comme réductionniste par certains auteurs (Bahr, 2016; Bittencourt et al., 2016; Cook, 2016; Roe et al., 2017). Il conviendrait davantage de considérer l'athlète comme un système complexe, où la relation entre une blessure et un unique facteur de risque n'est pas unilatérale mais où la blessure (« l'output » du système) est due à plusieurs interactions non-linéaires et variées de différentes composantes du système (Verschueren et al., 2020). Dans cette approche, chaque « input », chaque facteur de risque, agirait soit de manière positive sur l'athlète (en améliorant sa condition physique), soit de manière négative (en augmentant son risque de blessure). Ci-dessous (Figure 53) un exemple

d'application qui présente les différents déterminants pouvant amener à une rupture du ligament croisé (ACL) chez le joueur de basketball :

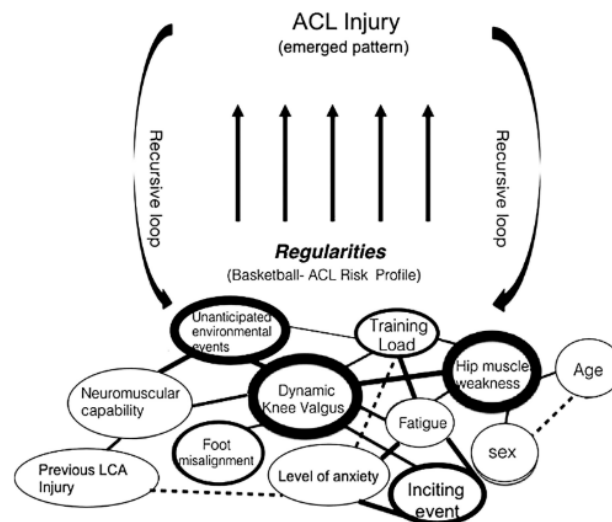


Figure 53 - Exemple d'application d'un modèle de système complexe de prévention de blessure pour un joueur de basketball (d'après Bittencourt et al., 2016)

Là où une étude classique aurait pu étudier la relation entre l'incidence de blessure et le valgus dynamique seul, ce modèle démontre des relations plus complexes entre différents « déterminants » (Bittencourt et al., 2016). Ainsi, il existe bien des facteurs de risque plus importants que d'autres (entourés en gras dans la Figure 53) et ces facteurs-là ont plusieurs relations unidirectionnelles ou non avec d'autres déterminants. Nous remarquons par exemple que la charge d'entraînement peut influencer le niveau d'anxiété, qui lui-même est dépendant de la fatigue, cette dernière pouvant augmenter le valgus dynamique. C'est pourquoi un unique facteur de risque (ici le valgus dynamique) ne peut garantir la survenue d'une blessure (Bahr, 2016 ; Bittencourt et al., 2016).

De plus, il existe une différence entre associer un facteur de risque à une blessure et prédire les blessures : trouver une variable prédictive d'une blessure permettrait de savoir quel athlète va subir une blessure alors qu'associer une variable à une chance

de blessure indique seulement que tel ou tel athlète est plus susceptible d'être blessé (McCall et al., 2018).

Il est désormais établi que les blessures en football sont d'origines multifactorielles, ce qui rend leur prédiction très compliquée (Bittencourt et al., 2016). La fatigue constitue donc un facteur de risque important qui agit lui-même sur d'autres facteurs, intrinsèques ou extrinsèques. Même si le but de ce travail n'est pas de prédire les blessures en football, nous nous intéresserons, dans la suite de cette partie, à d'autres facteurs de risque de blessures pouvant être étudiées à l'aide des CI (sans pour autant que cette liste ne soit exhaustive).

6.2.1 - Aide au retour à la compétition

Une blessure peut être qualifiée de rechute ou récurrence (« reinjury », ou « recurrence injury ») si elle est de même nature et se situe au même endroit qu'une blessure précédente. Si un joueur se blesse, puis revient ensuite de manière complète à l'entraînement, puis subit dans les deux mois suivants ce retour une blessure du même type et au même endroit, cette dernière blessure sera qualifiée de « rechute prématurée ». Si cette rechute intervient dans un intervalle entre 2 et 12 mois suivant le retour du joueur, elle sera qualifiée de « rechute tardive » et si c'est plus de 12 mois après le retour du joueur elle sera qualifiée de « rechute différée » (Fuller et al., 2006).

Parmi l'ensemble des blessures touchant les footballeurs professionnels, 12 à 15% d'entre elles ont été qualifiées de rechutes « prématurées » (Ekstrand et al., 2011; Waldén et al., 2005). Malgré l'importance de ces chiffres, ils restent en dessous de certains trouvés par d'autres auteurs (22 à 35%) étudiant la première division islandaise ou les quatre premières divisions anglaises (Árnason et al., 1996; Hawkins & Fuller, 1999). Ce plus faible nombre de rechutes dans les meilleurs clubs européens peut

s'expliquer par la présence de staffs médicaux plus importants et plus qualifiés (Ekstrand et al., 2011).

Les déficiences à court termes (musculaires, proprioceptives ou autres) dues à une blessure peuvent, si elles ne sont pas traitées correctement, persister sur le long terme et devenir des facteurs de risques important de récurrence. Ainsi, le taux de récurrence des lésions aux ischio-jambiers s'élèvent par exemple à 12-43% et celui des entorses au genou est de 30 à 40% (ce qui signifie qu'un joueur subissant une entorse du genou a jusqu'à 40% de chances d'en subir une autre dans la suite de sa carrière) (Häggglund et al., 2006).

Il a été prouvé que les joueurs précédemment blessés aux ischio-jambiers avaient tendance à perdre un plus grand pourcentage de leurs capacités de contraction en situation de fatigue, en comparaison avec ceux n'ayant jamais subi de lésion, et également en comparaison avec leur autre membre n'ayant pas subi de lésion (Lord et al., 2019). D'après ces auteurs, cela démontre que les joueurs revenant à la compétition à la suite d'une lésion aux ischio-jambiers présentent encore des déficiences de forces, particulièrement lorsque les joueurs sont placés en situation de contraintes élevées. Cela pourrait jouer un rôle dans les taux de récurrence élevés de ce type de blessure, et démontre aussi la nécessité de se rapprocher le plus possible de la pratique réelle (i.e. si possible en situation de fatigue) lors de l'évaluation post-blessure des capacités musculaires.

Les rechutes représentent donc une part importante de l'ensemble des blessures et sont causées par une rééducation/un retour à la compétition trop rapide ou pas assez adéquat. Sur le long terme, si l'ensemble des capacités pré-blessures ne sont pas rétablies, particulièrement en situation de fatigue, cela peut engendrer des risques de blessures 2 à 3 fois plus importants (Häggglund et al., 2006).

La comparaison des patterns de GRF d'un athlète avant et après sa blessure (et plus particulièrement en situation de fatigue) permettrait donc de s'assurer que ce dernier n'a plus aucune gêne et/ou déficience et a retrouvé son pattern de force « pré-blessure ». Pendant le suivi longitudinal effectuée lors de la troisième étude, une joueuse a subi une blessure l'ayant éloignée des terrains pendant 7 semaines. Dans le cas précis décrit-ci-dessous, une comparaison des patterns de force a permis de s'assurer que la joueuse était bien capable de produire un niveau de force égal (et même supérieur) à son niveau initial (Figure 54).

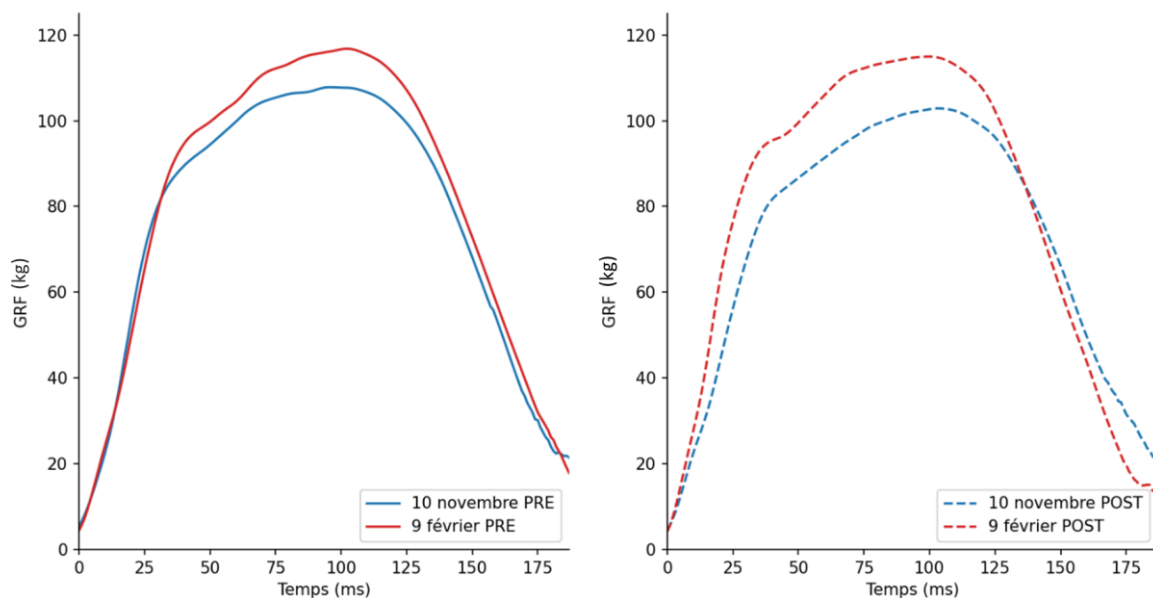


Figure 54 – Comparaison de pattern de force pour la joueuse C ayant subi une fracture de la cheville droite ayant entraîné une période de rééducation du 15 novembre au 5 janvier, en situation de non-fatigue (à gauche, traits pleins) et en situation de fatigue (à droite, traits pointillés).

Le fait que la joueuse ait démontré un niveau de force supérieure post-blessure (y compris en situation de fatigue) pourrait indiquer qu'elle s'est correctement remise de sa blessure. Il est à noter que cette joueuse n'a, par ailleurs, subi aucune autre blessure durant la suite de la saison.

6.2.2 - Asymétrie

Le football est un sport asymétrique par nature, les joueurs ayant souvent un membre préférentiel pour effectuer les actions techniques (tirs, passes, contrôles, etc.). Cette spécificité induit la plupart du temps des différences de force entre les deux membres chez les joueurs professionnels. Ainsi, après avoir testé les capacités excentriques des quadriceps et des ischio-jambiers (tests isocinétiques à 60 et 180°/s) chez des joueurs professionnels, certains auteurs ont trouvé des asymétries (i.e. une différence supérieure à 15% entre les deux membres inférieurs) chez 73% d'entre eux (Fousekis et al., 2011). Dans une autre étude, les joueurs ayant, en début de saison, un déséquilibre musculaire de 15% ou plus au niveau des ischio-jambiers (en ce qui concerne la force excentrique et le ratio I_{ecc}/Q_{con}) avaient 4 à 5 fois plus de chances de subir une lésion au cours de la saison (Croisier et al., 2008). Ces mêmes auteurs ont également démontré que si les joueurs suivaient un programme d'entraînement durant la présaison leur permettant de rétablir ce déséquilibre, l'incidence de blessure diminuait significativement (égale à celle des joueurs qui ne présentaient pas de déséquilibre en début de saison). Dans une autre étude menée sur des joueurs de football australien, une différence de 8% ou plus de force concentrique des ischio-jambiers entre les deux membres inférieurs a permis de discriminer les joueurs ayant subi une lésion au cours de la saison (Orchard et al., 1997). En revanche, une étude similaire (sur des joueurs de football australien également) n'a trouvé aucune association entre l'asymétrie de force (excentrique ou concentrique) et l'apparition de blessures dans la saison qui suit (Bennell et al., 1998). Enfin, il a été démontré que la fatigue, qu'elle soit induite par un exercice spécifique (i.e. répliquant les efforts de type football) ou non, augmentait de manière significative les asymétries de forces présentes au niveau des ischio-jambiers, confirmant encore une fois les relations entre différents facteurs de risques menant à cette blessure (Lord et al., 2019).

De manière similaire, il a été démontré que les footballeurs professionnels possédaient également d'importantes asymétries de force au niveau des muscles de la cheville. En effet, 37% d'entre eux présentaient une différence de force concentrique (en flexion plantaire ou en dorsiflexion) supérieure à 15% entre leurs deux membres, et 34% d'entre eux possédaient une différence similaire pour leur capacités de contraction excentrique (Fousekis et al., 2012). D'après ces auteurs, cette asymétrie de force excentrique induit un risque d'entorse sans contact de la cheville 8,8 fois plus important en comparaison avec des joueurs sans asymétrie. Cela s'explique par le fait que les capacités de contraction excentrique jouent un rôle primordial lors des tâches de changements de direction et de sauts notamment, en stabilisant l'articulation malgré les forces et impacts à encaisser.

Cela démontre l'importance de la détection de ces asymétries pour pouvoir ensuite les corriger. L'utilisation des CI au cours de la saison pourrait permettre, en en parallèle des tests standardisés mis en place, de quantifier ces asymétries en situation normale ou en situation de fatigue. Cela a par exemple été réalisé pour la joueuse B en calculant le ratio entre la force moyenne du membre inférieur gauche et celle du membre inférieur droit (indicateur F_{moy}) lors des tests standardisés POST de chaque session (Figure 55).

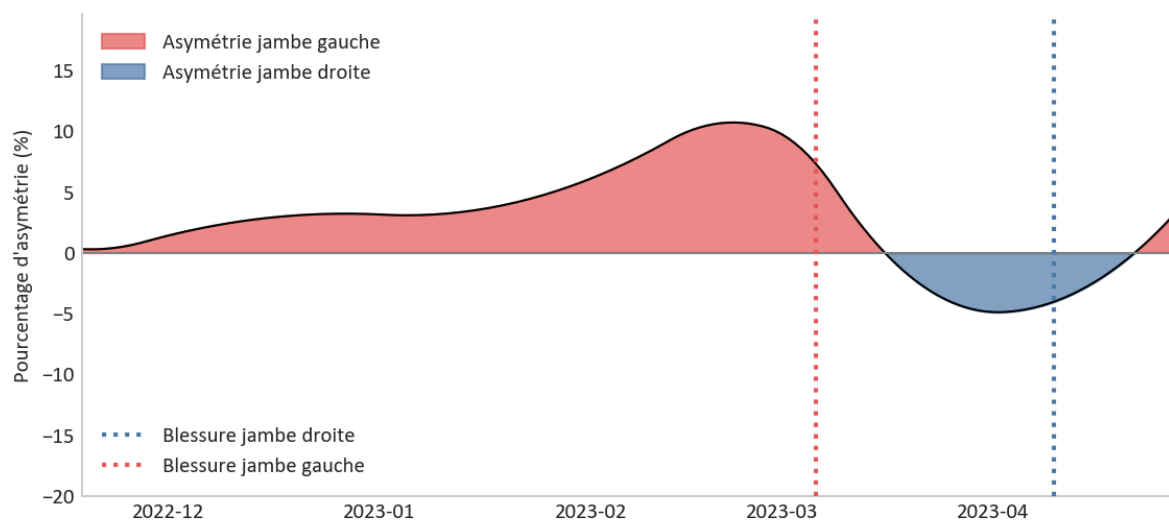


Figure 55 – Evolution de l’asymétrie entre les deux membres inférieurs au cours de la saison (Joueuse B). L’aire rouge correspond à une valeur de F_{moy} du pied gauche supérieure à F_{moy} du pied droit, et inversement.

Malgré le fait que l’asymétrie soit restée sous le seuil de 15% tout au long de la saison, nous pouvons constater un basculement de la répartition de la force sur le membre inférieur droit à la suite d’une blessure sur le membre opposé. Ce mécanisme a déjà été constaté auparavant chez des joueurs professionnels (Lacome et al., 2018).

6.2.3 - Profils F/V

La deuxième version de la chaussure à CI a également été déclinée en modèle mesurant les forces dans le plan de la semelle (antéro-postérieures et médio-latérale) (cf. 2.1.2.2 -, p. 81). Cette version pourrait donc être utilisée lors de problématiques de recherche autour du sprint par exemple, les forces antéro-postérieures jouant un rôle primordial dans la propulsion et la performance durant les premiers mètres après le départ (Edouard et al., 2016; Olivier Girard et al., 2011; Morin et al., 2015; Morin & Samozino, 2016).

Mesurer les forces horizontales développées par un joueur lors d'un sprint pourrait également permettre d'obtenir son profil force/vitesse (PFV) si la vitesse du joueur était également mesurée. Monitorer le PFV d'un athlète au cours d'une saison permet d'évaluer son état de forme, ses performances athlétiques et permet également d'orienter son programme de préparation physique de manière spécifique (Edouard et al., 2016; Morin & Samozino, 2016; Samozino et al., 2016). Des tests préliminaires ont déjà été effectués et se poursuivent actuellement afin de développer une méthode permettant d'obtenir le PFV sur le terrain (Figure 56). Là encore, nous pouvons attribuer les moindres forces mesurées au fait que des parties de la chaussure autres que les crampons instrumentés ont potentiellement été en contact avec le sol lors du sprint.

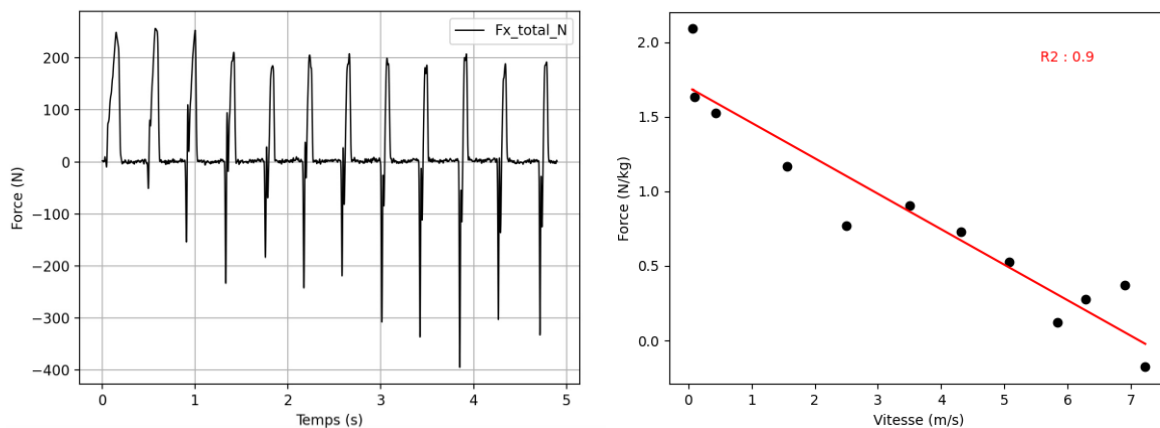


Figure 56 - A gauche, évolution des forces antéro-postérieures lors d'un sprint de 30m. A droite, relation entre la force moyenne par appui et la vitesse de course, permettant de tracer un PFV pour un joueur ($R^2 = 0.9$).

En résumé, les CI peuvent être utilisés sur le terrain dans de nombreuses autres applications, la liste présentée ici n'étant pas exhaustive.

Conclusion

Les efforts physiques nécessaires à la pratique du football de très haut niveau induisent à la fois une fatigue aigüe présente pendant et juste après les entraînements et les matchs, mais aussi une fatigue chronique du fait de leur répétition. Ces deux types de fatigue induisent des perturbations qui mettent en danger l'intégrité physique du joueur et représentent des facteurs de risque élevé de blessures. La non-diminution, voire l'augmentation de l'incidence de certaines blessures (notamment les lésions musculaires) ces dernières années, nous pousse à croire que l'estimation de la fatigue (et notamment sa composante musculo-squelettique) n'est pas assez précise. En effet, les technologies actuellement utilisées pour la gestion et le suivi de la fatigue et de la charge d'entraînement ne sont pas capables d'estimer avec assez de justesse la fatigue musculo-squelettique provoquée par les efforts en football (les impacts et forces de réaction du sol). Le développement d'une technologie de crampons instrumentés permettant de mesurer les forces de réactions du sol sur le terrain représente donc une potentielle innovation majeure.

La première étape de ces travaux s'est attachée à valider scientifiquement cette technologie, à la fois sur le terrain et en laboratoire. Compte tenu de la nouveauté que représente ce système de mesure, cette étude représentait une étape nécessaire à la poursuite des travaux. La haute validité des chaussures à CI comme outil de mesure de GRF nous a ensuite permis d'utiliser ces dernières sur le terrain.

La deuxième étape de ces travaux avait pour but d'étudier les variations des paramètres dynamiques et spatio-temporels enregistrés à l'aide de la chaussure à CI sur le terrain

lors d'une course à vitesse constante jusqu'à épuisement. Les résultats ont permis de mettre en lumière les différentes adaptations biomécaniques induites par la fatigue chez l'ensemble des participants, ces changements étant sujets à une forte variabilité inter-individuelle.

Après avoir validé scientifiquement les CI et les avoir utilisés pour détecter les adaptations induites par la fatigue, la troisième étape de ces travaux avait pour objectif de mesurer ces variations de manière longitudinale chez un public professionnel. La nature et l'amplitude de ces variations ont ensuite été utilisées afin d'estimer la fatigue musculo-squelettique aiguë induite par un entraînement. La répétition de ce protocole nous a permis, par extension, d'estimer la fatigue musculo-squelettique « chronique » des joueuses et d'analyser l'évolution de cette dernière en fonction des différentes périodes de la saison sportive. Le protocole utilisé ici représente une solution de mesure non-invasive, rapide à mettre en place et reproductible de la fatigue post-match ou post-entraînement qui apporte un complément aux méthodologies actuelles de quantification de l'entraînement. Enfin, la synthétisation des résultats sous forme d'index de fatigue permet de transmettre les résultats de manière claire et concise au staff, voire à un public peu ou pas familier de ce type de données.

Bibliographie

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B., & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: Quadriceps muscle strength ratio. *American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 231–237. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021201>
- Abaidia, A. (2017). *Récupération et exercice inducteur de dommages musculaires*. Université du Droit et de la Santé - Lille II.
- Addison, B. J., & Lieberman, D. E. (2015). Tradeoffs between impact loading rate, vertical impulse and effective mass for walkers and heel strike runners wearing footwear of varying stiffness. *Journal of Biomechanics*, 48(7), 1318–1324. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.01.029>
- Ahamed, N. U., Kobsar, D., Benson, L. C., Clermont, C. A., Osis, S. T., & Ferber, R. (2019). Subject-specific and group-based running pattern classification using a single wearable sensor. *Journal of Biomechanics*, 84, 227–233. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.01.001>
- Akubat, I., Barrett, S., Sagarra, M. L., & Abt, G. (2018). The validity of external:Internal training load ratios in rested and fatigued soccer players. *Sports*, 6(2), 1–9. <https://doi.org/10.3390/sports6020044>
- Albiach, J. P., Mir-Jimenez, M., Moreno, V. H., Moltó, I. N., & Martínez-Gramage, J. (2021). The relationship between VO2 max, power management, and increased running speed: Towards gait pattern recognition through clustering analysis. *Sensors*, 21(7). <https://doi.org/10.3390/s21072422>
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(7), 705–729. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Alexandre, D., Silva, C. D. Da, Hill-Haas, S., Wong, D. P., Natali, A. J., De Lima, J. R. P., Filho, M. G. B. B., Marins, J. J. C. B., Garcia, E. S., & Karim, C. (2012). Heart rate monitoring in soccer:

- Interest and limits during competitive match play and training, practical application. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(10), 2890–2906. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182429ac7>
- Altman, A. R., & Davis, I. S. (2012). A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait and Posture*, 35(2), 298–300. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.09.104>
- Andersson, H. Å., Randers, M. B., Heiner-Møller, A., Krstrup, P., & Mohr, M. (2010). Elite female soccer players perform more high-intensity running when playing in international games compared with domestic league games. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(4), 912–919. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181d09f21>
- Andrade, R., Wik, E. H., Rebelo-Marques, A., Blanch, P., Whiteley, R., Espregueira-Mendes, J., & Gabbett, T. J. (2020). Is the Acute: Chronic Workload Ratio (ACWR) Associated with Risk of Time-Loss Injury in Professional Team Sports? A Systematic Review of Methodology, Variables and Injury Risk in Practical Situations. *Sports Medicine*, 50(9), 1613–1635. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01308-6>
- Apte, S., Prigent, G., Stöggel, T., Martínez, A., Snyder, C., Gremeaux-Bader, V., & Aminian, K. (2021). Biomechanical Response of the Lower Extremity to Running-Induced Acute Fatigue: A Systematic Review. *Frontiers in Physiology*, 12(August), 1–16. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.646042>
- Arendse, R. E., Noakes, T. D., Azevedo, L. B., Romanov, N., Schwellnus, M. P., & Fletcher, G. (2004). Reduced Eccentric Loading of the Knee with the Pose Running Method. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(2), 272–277. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000113684.61351.B0>
- Arnason, A., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2005). No effect of a video-based awareness program on the rate of soccer injuries. *American Journal of Sports Medicine*, 33(1), 77–84. <https://doi.org/10.1177/0363546503262688>
- Árnason, Á., Gudmundsson, Á., Dahl, H. A., & Jóhannsson, E. (1996). Soccer injuries in Iceland. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 6(1), 40–45. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1996.tb00069.x>
- Ascensão, A., Rebelo, A., Oliveira, E., Marques, F., Pereira, L., & Magalhães, J. (2008). Biochemical impact of a soccer match - analysis of oxidative stress and muscle damage

- markers throughout recovery. *Clinical Biochemistry*, 41(10–11), 841–851.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiochem.2008.04.008>
- Aughey, R. J. (2011). Applications of GPS technologies to field sports. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6(3), 295–310.
<https://doi.org/10.1123/ijsp.6.3.295>
- Avogadro, P., Chaux, C., Bourdin, M., Dalleau, G., & Belli, A. (2004). The use of treadmill ergometers for extensive calculation of external work and leg stiffness during running. *European Journal of Applied Physiology*, 92(1–2), 182–185.
<https://doi.org/10.1007/s00421-004-1085-6>
- Bahr, R., & Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries - A methodological approach. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5), 384–392. <https://doi.org/10.1136/bjism.37.5.384>
- Bahr, Roald. (2016). Why screening tests to predict injury do not work-and probably never will.: A critical review. *British Journal of Sports Medicine*, 50(13), 776–780.
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096256>
- Ballal, M. S., Usuelli, F. G., Montrasio, U. A., Molloy, A., La Barbera, L., Villa, T., & Banfi, G. (2014). Rotational and peak torque stiffness of rugby shoes. *Foot*, 24(3), 107–110.
<https://doi.org/10.1016/j.foot.2014.06.006>
- Barber-Westin, S. D., & Noyes, F. R. (2017). Effect of Fatigue Protocols on Lower Limb Neuromuscular Function and Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Training: A Systematic Review. *American Journal of Sports Medicine*, 45(14), 3388–3396. <https://doi.org/10.1177/0363546517693846>
- Barnes, C., Archer, D. T., Hogg, B., Bush, M., & Bradley, P. S. (2014). The Evolution of Physical and Technical Performance Parameters in the English Premier League. *International Journal of Sports Medicine*, 35, 1095–1100. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1375695>
- Barrett, S., Guard, A., & Lovell, R. (2013). Elite-youth and university-level versions of SAFT90 simulate the internal and external loads of competitive soccer match-play. *Science and Football VII: The Proceedings of the Seventh World Congress on Science and Football, January*, 95–100. <https://doi.org/10.4324/9780203131879>
- Barrett, Steve, Midgley, A. W., Towson, C., Garrett, A., Portas, M., & Lovell, R. (2016). Within-Match PlayerLoad™ Patterns During a Simulated Soccer Match: Potential Implications for Unit Positioning and Fatigue Management. *International Journal of Sports Physiology*

and Performance, 11(1), 135–140.

- Bastiaansen, B. J. C., Vegter, R. J. K., Wilmes, E., de Ruiter, C. J., Lemmink, K. A. P. M., & Brink, M. S. (2022). Biomechanical Load Quantification Using a Lower Extremity Inertial Sensor Setup During Football Specific Activities. *Sports Biomechanics*, 00(00), 1–16. <https://doi.org/10.1080/14763141.2022.2051596>
- Batson, G. (2013). Exercise-induced central fatigue: a review of the literature with implications for dance science research. *Journal of Dance Medicine & Science : Official Publication of the International Association for Dance Medicine & Science*, 17(2), 53–62. <https://doi.org/10.12678/1089-313X.17.2.53>
- Bazuelo-Ruiz, B., Durá-Gil, J. V., Palomares, N., Medina, E., & Llana-Belloch, S. (2018). Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. *PeerJ*, 2018(3), 1–12. <https://doi.org/10.7717/peerj.4489>
- Beachy, G., Akau, C. K., Martinson, M., & Olderr, T. F. (1997). High school sports injuries: A longitudinal study at Punahou School: 1988 to 1996. *American Journal of Sports Medicine*, 25(5), 675–681. <https://doi.org/10.1177/036354659702500515>
- Behan, F. P., Willis, S., Pain, M. T. G., & Folland, J. P. (2018). Effects of football simulated fatigue on neuromuscular function and whole-body response to disturbances in balance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 28(12), 2547–2557. <https://doi.org/10.1111/sms.13261>
- Bengtsson, H., Ekstrand, J., & Häggglund, M. (2013). Muscle injury rates in professional football increase with fixture congestion: An 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 47(12), 743–747. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092383>
- Bennell, K., Wajswelner, H., Lew, P., Schall-Riauour, A., Leslie, S., Plant, D., & Cirone, J. (1998). Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. *British Journal of Sports Medicine*, 32(4), 309–314. http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L28534877;%5Cnhttp://sfx.ub.rug.nl:9003/sfx_local?sid=EMBASE&issn=03063674&id=doi:&atitle=Isokinetic+strength+testing+does+not+predict+hamstring+injury+in+Australian+R+ules+footballer
- Bittencourt, N. F. N., Meeuwisse, W. H., Mendonça, L. D., Nettel-Aguirre, A., Ocarino, J. M., &

- Fonseca, S. T. (2016). Complex systems approach for sports injuries: Moving from risk factor identification to injury pattern recognition - Narrative review and new concept. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(21), 1309–1314. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095850>
- Blanch, P., & Gabbett, T. J. (2016). Has the athlete trained enough to return to play safely? The acute:chronic workload ratio permits clinicians to quantify a player's risk of subsequent injury. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(8), 471–475. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095445>
- Bonnard, M., Sirin, A. V., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1994). Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neuroscience Letters*, *166*(1), 101–105. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(94\)90850-8](https://doi.org/10.1016/0304-3940(94)90850-8)
- Borg, G. (1982). Psychoysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *14*(5), 377–381.
- Bourdon, P. C., Cardinale, M., Murray, A., Gastin, P., Kellmann, M., Varley, M. C., Gabbett, T. J., Coutts, A. J., Burgess, D. J., Gregson, W., & Cable, N. T. (2017). Monitoring athlete training loads: Consensus statement. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*, 161–170. <https://doi.org/10.1123/IJSP.2017-0208>
- Breine, B., Malcolm, P., Galle, S., Fiers, P., Frederick, E. C., & De Clercq, D. (2018). Running speed-induced changes in foot contact pattern influence impact loading rate. *European Journal of Sport Science*, *19*(6), 774–783. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1541256>
- Breine, B., Malcolm, P., Segers, V., Gerlo, J., Derie, R., Pataky, T., Frederick, E. C., & De Clercq, D. (2017). Magnitude and spatial distribution of impact intensity under the foot relates to initial foot contact pattern. *Journal of Applied Biomechanics*, *33*(6), 431–436. <https://doi.org/10.1123/jab.2016-0206>
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of Running Velocity on Vertical, Leg and Joint Stiffness. *Sports Medicine*, *38*(8), 647–657. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838080-00003>
- Buchheit, M. (2018). Magnitudes matter more than Beetroot Juice. *Sports Performance and Science Reports*, *15*(1), 1–3. <http://newstats.org/xcl.xls>.

- Buchheit, M., Lacombe, M., Cholley, Y., & Simpson, B. M. (2017). *Neuromuscular responses to conditioned soccer sessions assessed via GPS-embedded accelerometers: insights into tactical periodization.*
- Buchheit, M., & Simpson, B. M. (2016). Player tracking technology: half-full or half-empty glass? *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12-Suppl*, S235–S241. <https://doi.org/doi:10.1123/ijsp.2016-0499>. Epub
- Butterfield, T. A. (2010). Eccentric exercise in vivo: Strain-induced muscle damage and adaptation in a stable system. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *38*(2), 51–60. <https://doi.org/10.1097/JES.0b013e3181d496eb>
- Calvert, T. W., Banister, E. W., Savage, M. V., & Bach, T. (1976). A systems model of training for athletic performance. *Aust J Sports Med, SMC-6*(2), 94–102.
- Carling, C., Le Gall, F., & Dupont, G. (2012). Are physical performance and injury risk in a professional soccer team in match-play affected over a prolonged period of fixture congestion? *International Journal of Sports Medicine*, *33*(1), 36–42. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1283190>
- Carling, C., Orhant, E., & Legall, F. (2010). Match injuries in professional soccer: Inter-seasonal variation and effects of competition type, match congestion and positional role. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(4), 271–276. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1243646>
- Carling, Christopher, Lacombe, M., McCall, A., Dupont, G., Le Gall, F., Simpson, B., & Buchheit, M. (2018). Monitoring of Post-match Fatigue in Professional Soccer: Welcome to the Real World. *Sports Medicine*, *48*(12), 2695–2702. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0935-z>
- Cavagna. (1975). Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, *39*(1), 174–179. <https://doi.org/10.1152/jappl.1975.39.1.174>
- Cavagna, A., Franzetti, P., & Heglund, N. C. (1988). THE DETERMINANTS OF THE STEP FREQUENCY IN RUNNING, TROTGING AND HOPPING IN MAN AND OTHER VERTEBRATES. *Journal of Physiology*, 81–92.
- Cavanagh, P. R. (1987). The Biomechanics of Lower Extremity Action in Distance Running. *Foot & Ankle International*, *7*(4), 197–217. <https://doi.org/10.1177/107110078700700402>
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal*

of Biomechanics, 13, 397–406.

- Cazorla, G. (1990). Field tests to evaluate aerobic capacity and maximal aerobic speed. *Proceedings of the International Symposium of Guadeloupe*, 151–173.
- Christina, K. A., White, S. C., & Gilchrist, L. A. (2001). Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. *Human Movement Science*, 20(3), 257–276. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(01\)00048-3](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(01)00048-3)
- Clansey, A. C., Hanlon, M., Wallace, E. S., & Lake, M. J. (2012). Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(10), 1917–1923. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318259480d>
- Clark, K. P., Ryan, L. J., & Weyand, P. G. (2017). A general relationship links gait mechanics and running ground reaction forces. *Journal of Experimental Biology*, 220(2), 247–258. <https://doi.org/10.1242/jeb.138057>
- Clermont, C. A., Benson, L. C., Edwards, W. B., Hettinga, B. A., & Ferber, R. (2019). New considerations for wearable technology data: Changes in running biomechanics during a marathon. *Journal of Applied Biomechanics*, 35(6), 401–409. <https://doi.org/10.1123/jab.2018-0453>
- Cohen, J. (1992). A Power Primer. *QUANTITATIVE METHODS IN PSYCHOLOGY*, 112(1), 155–159.
- Colino, E., Felipe, J. L., Van Hooren, B., Gallardo, L., Meijer, K., Lucia, A., Lopez-Fernandez, J., & Garcia-Unanue, J. (2020). Mechanical properties of treadmill surfaces compared to other overground sport surfaces. *Sensors (Switzerland)*, 20(14), 1–9. <https://doi.org/10.3390/s20143822>
- Cook, C. (2016). Potential limitations of the functional movement screen: A clinical commentary. *British Journal of Sports Medicine*, 50(13), 770–771. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095796>
- Coutts, A. J., & Duffield, R. (2010). Validity and reliability of GPS devices for measuring movement demands of team sports. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 133–135. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.09.015>
- Croisier, J. L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J. M. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: A prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1469–1475.

<https://doi.org/10.1177/0363546508316764>

- Cronin, N. J., Peltonen, J., Ishikawa, M., Komi, P. V., Avela, J., Sinkjaer, T., & Voigt, M. (2008). Effects of contraction intensity on muscle fascicle and stretch reflex behavior in the human triceps surae. *Journal of Applied Physiology*, *105*(1), 226–232. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.90432.2008>
- Crosbie, J. (1993). Interrupted Time-Series Analysis With Brief Single-Subject Data. In *Journal of Consulting and Clinical Psychology* (Vol. 61, Issue 6).
- Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M., & Lacour, J. R. (1998). The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *77*(3), 257–263. <https://doi.org/10.1007/s004210050330>
- Datson, N., Drust, B., Weston, M., Jarman, I. H., Lisboa, P. J., & Gregson, W. (2017). Match Physical Performance of Elite Female Soccer Players during International Competition. In *Journal of Strength and Conditioning Research* (Vol. 31, Issue 9). <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001575>
- Dauty, M., & Collon, S. (2011). Incidence of injuries in french professional soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, *32*(12), 965–969. <https://doi.org/10.1055/s-0031-1283188>
- De Ste Croix, M. B. A., Priestley, A. M., Lloyd, R. S., & Oliver, J. L. (2015). ACL injury risk in elite female youth soccer: Changes in neuromuscular control of the knee following soccer-specific fatigue. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *25*(5), e531–e538. <https://doi.org/10.1111/sms.12355>
- Delecroix, B. (2019). *Charge de travail et blessures dans le football de haut niveau*. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.126.1.78>
- Delextrat, A., Gregory, J., & Cohen, D. (2010). The use of the functional H:Q ratio to assess fatigue in soccer. *International Journal of Sports Medicine*, *31*(3), 192–197. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1243642>
- Dellal, A., Lago-Peñas, C., Rey, E., Chamari, K., & Orhant, E. (2015). The effects of a congested fixture period on physical performance, technical activity and injury rate during matches in a professional soccer team. *British Journal of Sports Medicine*, *49*(6), 390–394. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2012-091290>
- Derrick, T. R., Dereu, D., & Mclean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an

- exhaustive run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(6), 998–1002. <https://doi.org/10.1097/00005768-200206000-00015>
- Dias, J. A., Pupo, J. D., Reis, D. C., Borges, L. B., Moro, A. R. P., & Noé, B. G. (2011). Validity of two methods for estimation of vertical jump height. *Journal Of Strength and Conditioning Research*, 25(7), 2034–2039.
- Drawer, S., & Fuller, C. W. (2002). Evaluating the level of injury in English professional. *British Journal of Sports Medicine*, 36(6), 446–451.
- Dupont, G., Nedelec, M., McCall, A., McCormack, D., Berthoin, S., & Wisløff, U. (2010). Effect of 2 soccer matches in a week on physical performance and injury rate. *American Journal of Sports Medicine*, 38(9), 1752–1758. <https://doi.org/10.1177/0363546510361236>
- Dutto, D. J., & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(8), 1324–1331. <https://doi.org/10.1097/00005768-200208000-00014>
- Edouard, P., Samozino, P., Slotala, R., Mendiguchia, J., & Morin, J. B. (2016). Relation force–vitesse en sprint : perspectives dans le suivi et la prévention des lésions musculaires des ischio-jambiers. *Journal de Traumatologie Du Sport*, 33(3), 177–181. <https://doi.org/10.1016/j.jts.2016.07.001>
- Ekstrand, Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Injury incidence and injury patterns in professional football: The UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 45(7), 553–558. <https://doi.org/10.1136/bjism.2009.060582>
- Ekstrand, J., Bengtsson, H., Waldén, M., Davison, M., Khan, K. M., & Hägglund, M. (2022). Hamstring injury rates have increased during recent seasons and now constitute 24% of all injuries in men’s professional football: the UEFA Elite Club Injury Study from 2001/02 to 2021/22. *British Journal of Sports Medicine*, 1–7. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-105407>
- Ekstrand, J., Hägglund, M., Kristenson, K., Magnusson, H., & Waldén, M. (2013). Fewer ligament injuries but no preventive effect on muscle injuries and severe injuries: An 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 47(12), 732–737. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2013-092394>
- Ekstrand, J., Healy, J. C., Waldén, M., Lee, J. C., English, B., & Hägglund, M. (2012). Hamstring muscle injuries in professional football: The correlation of MRI findings with return to

- play. *British Journal of Sports Medicine*, 46(2), 112–117. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090155>
- Ekstrand, J., Krutsch, W., Spreco, A., Van Zoest, W., Roberts, C., Meyer, T., & Bengtsson, H. (2020). Time before return to play for the most common injuries in professional football: A 16-year follow-up of the UEFA Elite Club Injury Study. *British Journal of Sports Medicine*, 54(7), 421–426. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2019-100666>
- Ekstrand, J., Spreco, A., Bengtsson, H., & Bahr, R. (2021). Injury rates decreased in men's professional football: An 18-year prospective cohort study of almost 12 000 injuries sustained during 1.8 million hours of play. *British Journal of Sports Medicine*, 55(19), 1084–1091. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2020-103159>
- Ekstrand, J., Waldén, M., & Häggglund, M. (2016). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: A 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 50(12), 731–737. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095359>
- Fanchini, M., Rampinini, E., Riggio, M., Coutts, A. J., Pecci, C., & McCall, A. (2018). Despite association, the acute:chronic work load ratio does not predict non-contact injury in elite footballers. *Science and Medicine in Football*, 2(2), 108–114. <https://doi.org/10.1080/24733938.2018.1429014>
- Farley, C. T., & González, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29(2), 181–186. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(95\)00029-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(95)00029-1)
- Ferris, D. P., Louie, M., & Farley, C. T. (1998). Running in the real world: Adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 265(1400), 989–994. <https://doi.org/10.1098/rspb.1998.0388>
- FFF. (2014). *Règlement des terrains et installations sportives*.
- FIFA. (2018). *2018 FIFA World Cup Russia™ 2018 FIFA World Cup Russia™*.
- FIFPRO. (2021). *Fifpro player workload monitoring*. <https://fifpro.org/media/ltcnnyzc/player-workload-monitoring-report-2021-men-s-football.pdf>
- FIFPRO. (2023). Extreme calendar congestion: the adverse effects on player health & wellbeing. In *PWM Annual Workload Report - Men's Football (2022/23 saeson)*.
- Fousekis, K., Tsepis, E., Poulmedis, P., Athanasopoulos, S., & Vagenas, G. (2011). Intrinsic risk

- factors of non-contact quadriceps and hamstring strains in soccer: A prospective study of 100 professional players. *British Journal of Sports Medicine*, 45(9), 709–714. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.077560>
- Fousekis, K., Tsepis, E., & Vagenas, G. (2012). Intrinsic risk factors of noncontact ankle sprains in soccer: A prospective study on 100 professional players. *American Journal of Sports Medicine*, 40(8), 1842–1850. <https://doi.org/10.1177/0363546512449602>
- Fox, A. S. (2018). Change-of-Direction Biomechanics: Is What's Best for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Also Best for Performance? *Sports Medicine*, 48(8), 1799–1807. <https://doi.org/10.1007/s40279-018-0931-3>
- Freitas, T., Alcaraz, P., Bishop, C., Calleja-González, J., Arruda, A., Guerriero, A., Reis, V., Pereira, L., & Loturco, I. (2018). Change of Direction Deficit in National Team Rugby Union Players: Is There an Influence of Playing Position? *Sports*, 7(1), 2. <https://doi.org/10.3390/sports7010002>
- Fuller, C. W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T. E., Bahr, R., Dvorak, J., Hägglund, M., McCrory, P., & Meeuwisse, W. H. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 40(3), 193–201. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.025270>
- Gabbett, T. J., Whyte, D. G., Hartwig, T. B., Wescombe, H., & Naughton, G. A. (2014). The relationship between workloads, physical performance, injury and illness in adolescent male football players. *Sports Medicine*, 44(7), 989–1003. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0179-5>
- Galbusera, F., Tornese, D. Z., Anasetti, F., Bersini, S., Volpi, P., La Barbera, L., & Villa, T. (2013). Does soccer cleat design influence the rotational interaction with the playing surface? *Sports Biomechanics*, 12(3), 293–301. <https://doi.org/10.1080/14763141.2013.769277>
- Gaudino, P., Alberti, G., & Iaia, F. M. (2014). Estimated metabolic and mechanical demands during different small-sided games in elite soccer players. *Human Movement Science*, 36, 123–133. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.05.006>
- Gerlach, K. E., White, S. C., Burton, H. W., Dorn, J. M., Leddy, J. J., & Horvath, P. J. (2005). Kinetic changes with fatigue and relationship to injury in female runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(4), 657–663. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000158994.29358.71>

- Gerritsen, K. G. M., van den Bogert, A. J., & Nigg, B. M. (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 661–668. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00127-P](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00127-P)
- Giakas, G., & Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: An investigation of variability and symmetry. *Gait and Posture*, 5(3), 189–197. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01083-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01083-1)
- Giandolini, M. (2017). *Gestion de l'impact et de la fatigue neuromusculaire en trail running*. Université Jean Monnet.
- Giandolini, M., Arnal, P. J., Millet, G. Y., Peyrot, N., Samozino, P., Dubois, B., & Morin, J. B. (2013). Impact reduction during running: Efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *European Journal of Applied Physiology*, 113(3), 599–609. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2465-y>
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, 25(2), 141–151. <https://doi.org/10.11613/BM.2015.015>
- Girard, O., Millet, G. P., Slawinski, J., Racinais, S., & Micallef, J. P. (2013). Changes in running mechanics and spring-mass behaviour during a 5-km time trial. *International Journal of Sports Medicine*, 34(9), 832–840. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1329958>
- Girard, Olivier, Micallef, J. P., & Millet, G. P. (2011). Changes in spring-mass model characteristics during repeated running sprints. *European Journal of Applied Physiology*, 111(1), 125–134. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1638-9>
- Gollhofer, A., Komi, P. V., Miyashita, M., & Aura, O. (1987). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 8(2), 71–78. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1025644>
- Goulart, K. N. O., Coimbra, C. C., Campos, H. O., Drummond, L. R., Ogando, P. H. M., Brown, G., Couto, B. P., Duffield, R., & Wanner, S. P. (2022). Fatigue and Recovery Time Course After Female Soccer Matches: A Systematic Review And Meta-analysis. *Sports Medicine - Open*, 8(1). <https://doi.org/10.1186/s40798-022-00466-3>
- Greig, M. (2008). The influence of soccer-specific fatigue on peak isokinetic torque production of the knee flexors and extensors. *American Journal of Sports Medicine*, 36(7), 1403–1409. <https://doi.org/10.1177/0363546508314413>

- Greig, M., & McNaughton, L. (2014). Soccer-specific fatigue decreases reactive postural control with implications for ankle sprain injury. *Research in Sports Medicine*, 22(4), 368–379. <https://doi.org/10.1080/15438627.2014.944300>
- Greig, M. P., Mc Naughton, L. R., & Lovell, R. J. (2006). Physiological and mechanical response to soccer-specific intermittent activity and steady-state activity. *Research in Sports Medicine*, 14(1), 29–52. <https://doi.org/10.1080/15438620500528257>
- Greig, M., & Siegler, J. C. (2009). Soccer-specific fatigue and eccentric hamstrings muscle strength. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 180–184. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-44.2.180>
- Griffin, A., Kenny, I. C., Comyns, T. M., & Lyons, M. (2020). The Association Between the Acute:Chronic Workload Ratio and Injury and its Application in Team Sports: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 50(3), 561–580. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01218-2>
- Grund, T., & Senner, V. (2010). Traction behavior of soccer shoe stud designs under different game-relevant loading conditions. *Procedia Engineering*, 2(2), 2783–2788. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.066>
- Gutierrez, G. M., Jackson, N. D., Dorr, K. A., Margiotta, S. E., & Kaminski, T. W. (2007). Effect of fatigue on neuromuscular function at the ankle. *Journal of Sport Rehabilitation*, 16(4), 295–306. <https://doi.org/10.1123/jsr.16.4.295>
- Häggglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2005). Injury incidence and distribution in elite football - A prospective study of the Danish and the Swedish top divisions. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 15(1), 21–28. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2004.00395.x>
- Häggglund, Waldén, M., & Ekstrand, J. (2006). Previous injury as a risk factor for injury in elite football: A prospective study over two consecutive seasons. *British Journal of Sports Medicine*, 40(9), 767–772. <https://doi.org/10.1136/bjism.2006.026609>
- Halilaj, E., Rajagopal, A., Fiterau, M., Hicks, J. L., Hastie, T. J., Delp, S. L., States, U., States, U., States, U., States, U., States, U., States, U., & States, U. (2019). Machine learning in human biomechanics best practices. *Journal of Biomechanics*, 81, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.09.009>
- Halsen, S. L. (2014). Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. In *Sports Medicine* (Vol. 44, pp. 139–147). Springer International Publishing.

<https://doi.org/10.1007/s40279-014-0253-z>

Hamill, Bates, B. T., Knutzen, K. M., & Sawhill, J. A. (1983). Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. *Human Movement Science, 2*(1–2), 47–56.
[https://doi.org/10.1016/0167-9457\(83\)90005-2](https://doi.org/10.1016/0167-9457(83)90005-2)

Hamill, J. (1996). Evaluating sport shoes using ground reaction force data. In J. Abrantes (Ed.), *Conference proceedings of the 14th International Symposium on Biomechanics in Sports*. (pp. 111–119).

Hamill, J., Palmer, C., & Van Emmerik, R. E. A. (2012). Coordinative variability and overuse injury. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy and Technology, 4*(1), 1–9.
<https://doi.org/10.1186/1758-2555-4-45>

Harry, J. R., Barker, L. A., Mercer, J. A., & Dufek, J. S. (2017). Vertical and Horizontal Impact Force Comparison during Jump Landings with and Without Rotation in NCAA Division I Male Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research, 31*(7), 1780–1786.
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001650>

Hawkins, R. D., Woods, C., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., & Hodson, A. (2001). The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football. *British Journal of Sports Medicine, 38*(1), 36–41.
<https://doi.org/10.1136/bjism.2002.002352>

Hawkins, Richard D., & Fuller, C. W. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *British Journal of Sports Medicine, 33*(3), 196–203. <https://doi.org/10.1136/bjism.33.3.196>

Hayes, P. R., & Caplan, N. (2014). Leg stiffness decreases during a run to exhaustion at the speed at VO₂max. *European Journal of Sport Science, 14*(6), 556–562.
<https://doi.org/10.1080/17461391.2013.876102>

Heidari, J., Beckmann, J., Bertollo, M., Brink, M., Kallus, W., Robazza, C., & Kellmann, M. (2018). Multidimensional Monitoring of Recovery Status and Implications for Performance. *International Journal of Sports Physiology and Performance Journal International Journal of Sports Physiology and Performance*.

Hirokawa, S., Solomonow, M., Yun lu, Lou, Z. P., & D'Ambrosia, R. (1992). Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *The American Journal of Sports Medicine, 20*(3), 299–306.

<https://doi.org/10.1177/036354659202000311>

- Hobara, H., Sakata, H., Namiki, Y., Hisano, G., Hashizume, S., & Usui, F. (2020). Effect of step frequency on leg stiffness during running in unilateral transfemoral amputees. *Scientific Reports*, *10*(1), 1–8. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-62964-2>
- Hoerzer, S., von Tscharnner, V., Jacob, C., & Nigg, B. M. (2015). Defining functional groups based on running kinematics using Self-Organizing Maps and Support Vector Machines. *Journal of Biomechanics*, *48*(10), 2072–2079. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.03.017>
- Hopkins, W. G. (1991). Quantification of Training in Competitive Sports: Methods and Applications. *Sports Medicine*, *12*(3), 161–183. <https://doi.org/10.2165/00007256-199112030-00003>
- Hunter, I., & Smith, G. A. (2007). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: Changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European Journal of Applied Physiology*, *100*(6), 653–661. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0456-1>
- Huygaerts, S., Cos, F., Cohen, D. D., Calleja-González, J., Guitart, M., Blazevich, A. J., & Alcaraz, P. E. (2020). Mechanisms of Hamstring Strain Injury: Interactions between Fatigue, Muscle Activation and Function. *Sports*, *8*(5), 65. <https://doi.org/10.3390/sports8050065>
- Impellizzeri, F. M. (2018). The Acute:Chronic Workload Ratio - A (very) critical appraisal. *1st Sportfisio & Swiss Sports Med Conference*.
- Ji, K., Wen, R., Ren, Y., & Dhakal, Y. P. (2020). Nonlinear seismic site response classification using K-means clustering algorithm: Case study of the September 6, 2018 Mw6.6 Hokkaido Iburi-Tobu earthquake, Japan. *Soil Dynamics and Earthquake Engineering*, *128*(October), 105907. <https://doi.org/10.1016/j.soildyn.2019.105907>
- Jönhagen, S., Ericson, M. O., Németh, G., & Eriksson, E. (1996). Amplitude and timing of electromyographic activity during sprinting. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *6*(1), 15–21. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1996.tb00064.x>
- Kaila, R. (2007). Influence of modern studded and bladed soccer boots and sidestep cutting on knee loading during match play conditions. *American Journal of Sports Medicine*, *35*(9), 1528–1536. <https://doi.org/10.1177/0363546507300257>
- Kalkhoven, J. T., Watsford, M. L., Coutts, A. J., Edwards, W. B., & Impellizzeri, F. M. (2021). Training Load and Injury: Causal Pathways and Future Directions. *Sports Medicine*, *51*(6), 1137–1150. <https://doi.org/10.1007/s40279-020-01413-6>

- Karamanoukian, A., Boucher, J. P., Labbé, R., & Vignais, N. (2022). Validation of Instrumented Football Shoes to Measure On-Field Ground Reaction Forces. *Sensors*, 22(10). <https://doi.org/10.3390/s22103673>
- Kenneally-Dabrowski, C. J. B., Brown, N. A. T., Lai, A. K. M., Perriman, D., Spratford, W., & Serpell, B. G. (2019). Late swing or early stance? A narrative review of hamstring injury mechanisms during high-speed running. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 29(8), 1083–1091. <https://doi.org/10.1111/sms.13437>
- Kinugasa, T., Cerin, E., & Hooper, S. (2004). Single-Subject Research Designs and Data Analyses for Assessing Elite Athletes' Conditioning. In *Sports Med* (Vol. 34, Issue 15).
- Kluitenberg, B., Bredeweg, S. W., Zijlstra, S., Zijlstra, W., & Buist, I. (2012). Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-235>
- Komi, P. V. (1993). Strength and Power in Sport. In *Medicine & Science in Sports & Exercise* (Vol. 25, Issue 3). <https://doi.org/10.1249/00005768-199303000-00021>
- Komi, P. V. (2000). Stretch-shortening cycle: A powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of Biomechanics*, 33(10), 1197–1206. [http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L30427314%5Cnhttp://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00064-6%5Cnhttp://sfx.ub.rug.nl:9003/sfx_local?sid=EMBASE&issn=00219290&id=doi:10.1016/S0021-9290\(00\)00064-6&atitle=Stretch-short](http://www.embase.com/search/results?subaction=viewrecord&from=export&id=L30427314%5Cnhttp://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00064-6%5Cnhttp://sfx.ub.rug.nl:9003/sfx_local?sid=EMBASE&issn=00219290&id=doi:10.1016/S0021-9290(00)00064-6&atitle=Stretch-short)
- Komi, Paavo V., & Nicol, C. (2010). Stretch-Shortening Cycle of Muscle Function. *Neuromuscular Aspects of Sport Performance*, 17, 15–31. <https://doi.org/10.1002/9781444324822.ch2>
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2015). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
- Kratochwill, T. R. (1978). *Single subject research : strategies for evaluating change*. Academic Press.
- Kuhlman, S., Sabick, M., Pfeiffer, R., Cooper, B., & Forhan, J. (2010). Effect of loading condition on the traction coefficient between shoes and artificial turf surfaces. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*,

224(2), 155–165. <https://doi.org/10.1243/17543371JSET56>

Labbé, R., Boucher, J.-P., & Blanchard, S. (2020). *Instrumented shoe with studs*.

Lacome, M., Simpson, B. M., Broad, N., & Buchheit, M. (2015). *Monitoring Players' Readiness Using Predicted Heart Rate Responses to Football Drills*.

Lacome, M., Simpson, B. M., & Buchheit, M. (2018). Monitoring training status with with player tracking technology: still on the road to Rome PART 1. *Aspetar Sports Medicine Journal, June*, 54–66.

Lambson, R. B., Barnhill, B. S., & Higgins, R. W. (1996). *Football Cleat Design and Its Effect Anterior Cruciate Ligament Injuries Prospective Study*.

Langley, B. (2022). Fatigue related changes in rearfoot eversion: a means of functionally grouping runners? *European Journal of Sport Science, May*, 1–9. <https://doi.org/10.1080/17461391.2022.2064768>

Lehnert, M., Croix, M. D. S., Xaverova, Z., Botek, M., Varekova, R., Zaatar, A., Lastovicka, O., & Stastny, P. (2018). Changes in Injury Risk Mechanisms after Soccer-Specific Fatigue in Male Youth Soccer Players. *Journal of Human Kinetics, 62*(1), 33–42. <https://doi.org/10.1515/hukin-2017-0157>

Liu, B., Wu, J., Shi, Q., Hao, F., Xiao, W., Yu, J., Yu, F., & Ren, Z. (2022). Running economy and lower extremity stiffness in endurance runners: A systematic review and meta-analysis. *Frontiers in Physiology, 13*(November), 1–13. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.1059221>

Lord, C., Ma'ayah, F., & Blazeovich, A. J. (2019). Change in knee flexor torque after fatiguing exercise identifies previous hamstring injury in football players. *Journal of Science and Medicine in Sport, 22*(1), 16–21. <https://doi.org/10.1111/ijlh.12426>

Lovell, R., Knapper, B., & Small, K. (2008). Physiological responses to SAFT90: a new soccer-specific match simulation. *Coaching and Sport Science, 3*, 46–67.

Lovell, R., Midgley, A., Barrett, S., Carter, D., & Small, K. (2013). Effects of different half-time strategies on second half soccer-specific speed, power and dynamic strength. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 23*(1), 105–113. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01353.x>

Luo, Z., Zhang, X., Wang, J., Yang, Y., Xu, Y., & Fu, W. (2019). Changes in ground reaction forces, joint mechanics, and stiffness during treadmill running to fatigue. *Applied Sciences*

- (Switzerland), 9(24). <https://doi.org/10.3390/app9245493>
- Lussiana, T. (2011). *Terrien et Aérien: Concept, Validation et Implication* (Vol. 44, Issue 8). <https://ejournal.poltektegal.ac.id/index.php/siklus/article/view/298%0Ahttp://repositorio.unan.edu.ni/2986/1/5624.pdf%0Ahttp://dx.doi.org/10.1016/j.jana.2015.10.005%0Ahttp://www.biomedcentral.com/1471-2458/12/58%0Ahttp://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&P>
- Maas, E., De Bie, J., Vanfleteren, R., Hoogkamer, W., & Vanwanseele, B. (2018). Novice runners show greater changes in kinematics with fatigue compared with competitive runners. *Sports Biomechanics*, 17(3), 350–360. <https://doi.org/10.1080/14763141.2017.1347193>
- Macchi, R. (2022). *Influence du sexe sur la cinétique de récupération structurale et fonctionnelle après une course d'endurance avec dénivelé.*
- Magalhães, J., Rebelo, A., Oliveira, E., Silva, J. R., Marques, F., & Ascensão, A. (2010). Impact of Loughborough Intermittent Shuttle Test versus soccer match on physiological, biochemical and neuromuscular parameters. *European Journal of Applied Physiology*, 108(1), 39–48. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1161-z>
- Mair, S. D., Seaber, A. V., Glisson, R. R., & Garrett, W. E. (1996). The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *American Journal of Sports Medicine*, 24(2), 137–143. <https://doi.org/10.1177/036354659602400203>
- Majid, F., & Bader, D. L. (1993). A biomechanical analysis of the plantar surface of soccer shoes. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 207(2), 93–101. https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1993_207_276_02
- Malisoux, L., Gette, P., Backes, A., Delattre, N., Cabri, J., & Theisen, D. (2021). Relevance of Frequency-Domain Analyses to Relate Shoe Cushioning, Ground Impact Forces and Running Injury Risk: A Secondary Analysis of a Randomized Trial With 800+ Recreational Runners. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3(November), 1–14. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.744658>
- Malone, S., Owen, A., Newton, M., Mendes, B., Collins, K. D., & Gabbett, T. J. (2017). The acute:chronic workload ratio in relation to injury risk in professional soccer. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 20(6), 561–565. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2016.10.014>
- Maniar, N., Carmichael, D. S., Hickey, J. T., Timmins, R. G., Jose, A. J. S., Dickson, J., & Opar, D.

- (2023). Incidence and prevalence of hamstring injuries in field-based team sports: a systematic review and meta-analysis of 5952 injuries from over 7 million exposure hours. *British Journal of Sports Medicine*, *57*(2), 109–116. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2021-104936>
- Manzi, V., Iellamo, F., Impellizzeri, F., D’Ottavio, S., & Castagna, C. (2009). Relation between individualized training impulses and performance in distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *41*(11), 2090–2096. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a6a959>
- Marshall, P. W. M., Lovell, R., Jeppesen, G. K., Andersen, K., & Siegler, J. C. (2014). Hamstring muscle fatigue and central motor output during a simulated soccer match. *PLoS ONE*, *9*(7). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0102753>
- McCall, A., Carling, C., Nedelec, M., Davison, M., Le Gall, F., Berthoin, S., & Dupont, G. (2014). Risk factors, testing and preventative strategies for non-contact injuries in professional football: current perceptions and practices of 44 teams from various premier leagues. *British Journal of Sports Medicine*, *48*(18), 1352–1357. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093439>
- McCall, A., Dupont, G., & Ekstrand, J. (2018). Internal workload and non-contact injury: A one-season study of five teams from the UEFA Elite Club Injury Study. *British Journal of Sports Medicine*, *52*(23), 1517–1522. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2017-098473>
- McClay, I. S., Robinson, J. R., Andriacchi, T. P., Frederick, E. C., Gross, T., Martin, P., Valiant, G., Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1994). A Profile of Ground Reaction Forces in Professional Basketball. *Journal of Applied Biomechanics*, *10*(3), 222–236. <https://doi.org/10.1123/jab.10.3.222>
- McGregor, J. C., & Rae, A. (1995). A review of injuries to professional footballers in a premier football team (1990–93). *Scottish Medical Journal*, *40*(1), 16–18. <https://doi.org/10.1177/003693309504000107>
- McHugh, M. P., Hickok, M., Cohen, J. A., Virgile, A., & Connolly, D. A. J. (2021). Is there a biomechanically efficient vertical ground reaction force profile for countermovement jumps? *Translational Sports Medicine*, *4*(1), 138–146. <https://doi.org/10.1002/tsm2.200>
- McMahon, T. A., Valiant, G., & Frederick, E. C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, *62*(6), 2326–2337. <https://doi.org/10.1152/jappl.1987.62.6.2326>

- McMahon, Thomas A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23(SUPPL. 1), 65–78. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90042-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90042-2)
- McNitt, S. A., Middour, O. R., & Waddington, V. D. (1997). Development and Evaluation of a Method to measure Traction on Turfgrass surfaces. *Journal of Testing and Evaluation*, 25, 99–107.
- Meeuwisse, W. H. (1994). Assessing causation in sport injury: A multifactorial model. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 4(3), 166–170. <https://doi.org/10.1097/00042752-199407000-00004>
- Meister, S., aus der Fünten, K., & Meyer, T. (2014). Repeated monitoring of blood parameters for evaluating strain and overload in elite football players: Is it justified? *Journal of Sports Sciences*, 32(13), 1328–1331. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.927070>
- Mercer, J. A., & Horsch, S. (2015). Heel-toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on impact force. *Journal of Exercise Science and Fitness*, 13(1), 29–34. <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2014.12.001>
- Mo, S., & Chow, D. H. K. (2018). Stride-to-stride variability and complexity between novice and experienced runners during a prolonged run at anaerobic threshold speed. *Gait and Posture*, 64, 7–11. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.021>
- Mohammadi, F., & Roozdar, A. (2010). Effects of Fatigue Due to Contraction of Evertor Muscles on the Ankle Joint Position Sense in Male Soccer Players. *American Journal of Sports Medicine*, 38(4), 824–828. <https://doi.org/10.1177/0363546509354056>
- Möhler, F., Fadillioglu, C., & Stein, T. (2021). Fatigue-Related Changes in Spatiotemporal Parameters, Joint Kinematics and Leg Stiffness in Expert Runners During a Middle-Distance Run. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3(February), 1–9. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.634258>
- Möhler, F., Fadillioglu, C., & Stein, T. (2022). Changes in spatiotemporal parameters, joint and CoM kinematics and leg stiffness in novice runners during a high-intensity fatigue protocol. *PLoS ONE*, 17(4 April), 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0265550>
- Möhler, F., Stetter, B., Müller, H., & Stein, T. (2021). Stride-to-Stride Variability of the Center of Mass in Male Trained Runners After an Exhaustive Run: A Three Dimensional Movement Variability Analysis With a Subject-Specific Anthropometric Model. *Frontiers*

- in Sports and Active Living*, 3(May), 1–11. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.665500>
- Mohr, M., Krstrup, P., Andersson, H., Kirkendal, D., & Bangsbo, J. (2008). Match activities of elite women soccer players at different performance levels. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(2), 341–349. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318165fef6>
- Mohr, M., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2003). Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. *Journal of Sports Sciences*, 21(7), 519–528. <https://doi.org/10.1080/0264041031000071182>
- Mohr, M., Krstrup, P., & Bangsbo, J. (2005). Fatigue in soccer: A brief review. *Journal of Sports Sciences*, 23(6), 593–599. <https://doi.org/10.1080/02640410400021286>
- Morgan, D. L. (1990). New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophysical Journal*, 57(2), 209–221. [https://doi.org/10.1016/S0006-3495\(90\)82524-8](https://doi.org/10.1016/S0006-3495(90)82524-8)
- Morin, Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A simple method for measuring lower limb stiffness during running. *Biomechanics of Training and Testing: Innovative Concepts and Simple Field Methods*, 165–193. https://doi.org/10.1007/978-3-319-05633-3_8
- Morin, J. B., & Samozino, P. (2016). Interpreting power-force-velocity profiles for individualized and specific training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(2), 267–272. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0638>
- Morin, J. B., Slawinski, J., Dorel, S., de villareal, E. S., Couturier, A., Samozino, P., Brughelli, M., & Rabita, G. (2015). Acceleration capability in elite sprinters and ground impulse: Push more, brake less? *Journal of Biomechanics*, 48(12), 3149–3154. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.07.009>
- Morin, J., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., Morin, J., Bourdin, M., Edouard, P., Peyrot, N., & Samozino, P. (2012). Mechanical determinants of 100-m sprint running performance
To cite this version : HAL Id : hal-00908318 Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *European Journal of Applied Physiology, Springer Verlag*, 112((11)), pp.3921-3930.
- Morin, Samozino, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(5), 829–836. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181fec518>
- Morin, Tomazin, K., Edouard, P., & Millet, G. Y. (2011). Changes in running mechanics and

- spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *Journal of Biomechanics*, 44(6), 1104–1107. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.01.028>
- Morio, C., Nicol, C., Barla, C., Barthèlemy, J., & Berton, E. (2012). Acute and 2 days delayed effects of exhaustive stretch-shortening cycle exercise on barefoot walking and running patterns. *European Journal of Applied Physiology*, 112(8), 2817–2827. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2242-3>
- Müller, R., Grimmer, S., & Blickhan, R. (2010). Running on uneven ground: Leg adjustments by muscle pre-activation control. *Human Movement Science*, 29(2), 299–310. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.01.003>
- Munro, F., Miller, D. I., & Fuglevand, A. J. (1987). Reaction Forces in Running : a reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147–155.
- Murray, N. B., Gabbett, T. J., Townshend, A. D., & Blanch, P. (2017). Calculating acute: Chronic workload ratios using exponentially weighted moving averages provides a more sensitive indicator of injury likelihood than rolling averages. *British Journal of Sports Medicine*, 51(9), 749–754. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-097152>
- Nagahara, R., Kanehisa, H., Matsuo, A., & Fukunaga, T. (2019). Are peak ground reaction forces related to better sprint acceleration performance? *Sports Biomechanics*, 00(00), 1–10. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1560494>
- Navarro-santana, M. J., Asín-izquierdo, I., Gómez-chiguano, G. F., Albert-lucena, D., Plaza-manzano, G., Pérez-silvestre, Á., Asín-izquierdo, I., Gómez-chiguano, G. F., & Albert-lucena, D. (2020). Effects of two exercise programmes on joint position sense , dynamic balance and countermovement jump in male amateur football players . A randomised controlled trial. *Journal of Sports Sciences*, 00(00), 1–11. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1794472>
- Nédélec, M., McCall, A., Carling, C., Gall, F. Le, & Berthoin, S. (2012). *Physical performance and subjective ratings after a soccer-specific exercise simulation : Comparison of natural grass versus artificial turf*. November, 37–41. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.738923>
- Nedelec, M., McCall, A., Carling, C., Legall, F., Berthoin, S., & Dupont, G. (2012). Recovery in Soccer: Part I-post-match fatigue and time course of recovery. *Sports Medicine*, 42(12), 997–1015. <https://doi.org/10.2165/11635270-000000000-00000>
- Nicol, C., Komi, P. V., & Marconnet, P. (1991). Fatigue effects of marathon running on

- neuromuscular performance: I. Changes in muscle force and stiffness characteristics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 1(1), 10–17. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1991.tb00265.x>
- Nicol, & Komi, P. V. (2011). Stretch-Shortening Cycle Fatigue. In *Neuromuscular Aspects of Sport Performance*.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., & Stokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 22(8–9), 951–959. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(89\)90081-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(89)90081-X)
- Nigg, De Boer, R. W., & Fisher, V. (1995). A kinematic comparison of overground and treadmill running. In *Medicine and Science in Sports and Exercise* (Vol. 27, Issue 1, pp. 98–105). <https://doi.org/10.1249/00005768-199501000-00018>
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground Reaction Forces At Different Speeds of Human Walk and Running. *Acta Physiologica*, 136, 217–227.
- Oliveira, A. S., & Pircscoveanu, C. I. (2021). Implications of sample size and acquired number of steps to investigate running biomechanics. *Scientific Reports*, 11(1), 1–15. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-82876-z>
- Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B. A., Lloyd, R. S., & Williams, C. A. (2014). Altered neuromuscular control of leg stiffness following soccer-specific exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 114(11), 2241–2249. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2949-z>
- Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries: Factors that Lead to injury and re-Injury. *Sports Medicine*, 42(3), 209–226. <https://doi.org/10.2165/11594800-000000000-00000>
- Orchard, J., Marsden, J., Lord, S., & Garlick, D. (1997). Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 81–85. <https://doi.org/10.1177/036354659702500116>
- Ortega, D. R., Rodríguez Bies, E. C., & Berral de la Rosa, F. J. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(2), 282–287.
- Oudshoorn, B., Driscoll, H., Dunn, M., Senior, T., & James, D. (2018). Development of a test method for assessing laceration injury risk of individual cleats during game-relevant loading conditions†. *Footwear Science*, 10(1), 1–10.

<https://doi.org/10.1080/19424280.2017.1403969>

- Page, R. M., Field, A., Langley, B., Harper, L. D., & Julian, R. (2023). The Effects of Fixture Congestion on Injury in Professional Male Soccer: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 53(3), 667–685. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01799-5>
- Page, R. M., Marrin, K., Brogden, C. M., & Greig, M. (2016). The biomechanical and physiological response to repeated soccer-specific simulations interspersed by 48 or 72 hours recovery. *Physical Therapy in Sport*, 22(December 2018), 81–87. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.06.011>
- Page, R. M., Page, R. M., Teramoto, M., Cross, C. L., Cushman, D. M., Maak, T. G., Petron, D. J., Willick, S. E., Arruda, A. F. S., Carling, C., Zanetti, V., Zanetti, V., Aoki, M. S., Coutts, A. J., Moreira, A., Gregson, W., Drust, B., Atkinson, G., Salvo, V. Di, ... Kharrazi, F. D. (2015). Fixture congestion and the physical response to soccer : implications for knee flexor injury risk. *Biology of Sport*, 13(2), 230–235.
- Parreira, R. B., Amorim, C. F., Gil, A. W., Teixeira, D. C., Bilodeau, M., & Da Silva, R. A. (2013). Effect of trunk extensor fatigue on the postural balance of elderly and young adults during unipodal task. *European Journal of Applied Physiology*, 113(8), 1989–1996. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2627-6>
- Pimenta, R., Antunes, H., Lopes, T., & Veloso, A. (2023). Do Repeated Sprints Affect the Biceps Femoris Long Head Architecture in Football Players with and without an Injury History?— A Retrospective Study. *Biology*, 12(1), 1–11. <https://doi.org/10.3390/biology12010096>
- Portas, M. D., Harley, J. A., Barnes, C. A., & Rush, C. J. (2010). The validity and reliability of 1-Hz and 5-Hz Global Positioning Systems for linear, multidirectional, and soccer-specific activities. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 5(4), 448–458. <https://doi.org/10.1123/ijsp.5.4.448>
- Powell, J. W., & Barber-Foss, K. D. (1999). Injury Patterns in Selected High School Sports: A Review of the 1995-1997 Seasons. *Journal of Athletic Training*, 34(3), 277–284.
- Rabita, G., Couturier, A., Dorel, S., Hausswirth, C., & Le Meur, Y. (2013). Changes in spring-mass behavior and muscle activity during an exhaustive run at VO₂max. *Journal of Biomechanics*, 46(12), 2011–2017. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.011>
- Rabita, G., Slawinski, J., Girard, O., Bignet, F., & Hausswirth, C. (2011). Spring-mass behavior during exhaustive run at constant velocity in elite triathletes. *Medicine and Science in*

- Sports and Exercise*, 43(4), 685–692. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181fb3793>
- Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A., & Graham-Smith, P. (2003). Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *Journal of Sports Sciences*, 21(11), 933–942. <https://doi.org/10.1080/0264041031000140428>
- Rampinini, E., Bosio, A., Ferraresi, I., Petruolo, A., Morelli, A., & Sassi, A. (2011). Match-related fatigue in soccer players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(11), 2161–2170. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31821e9c5c>
- Reenalda, J., Maartens, E., Homan, L., & Buurke, J. H. (Jaap. (2016). Continuous three dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics. *Journal of Biomechanics*, 49(14), 3362–3367. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.08.032>
- Ribeiro-Alvares, J. B., Cetolin, T., Hauptenthal, A., & Baroni, B. M. (2023). Acute:chronic workload ratio of professional soccer players preceding hamstring muscle injuries: a 2-season retrospective study. *Sport Sciences for Health*. <https://doi.org/10.1007/s11332-023-01127-y>
- Roe, M., Malone, S., Blake, C., Collins, K., Gissane, C., Büttner, F., Murphy, J. C., & Delahunt, E. (2017). A six stage operational framework for individualising injury risk management in sport. *Injury Epidemiology*, 4(1). <https://doi.org/10.1186/s40621-017-0123-x>
- Romero, V., Lahti, J., Castaño Zambudio, A., Mendiguchia, J., Jiménez Reyes, P., & Morin, J.-B. (2022). Effects of Fatigue Induced by Repeated Sprints on Sprint Biomechanics in Football Players: Should We Look at the Group or the Individual? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(22), 14643. <https://doi.org/10.3390/ijerph192214643>
- Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., Gross, M. T., & Yu, B. (2009). Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(2), 399–407. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181872d89>
- Saddek, B., Coquart, J. B. J., Mourot, L., Adel, B., Idriss, M. M., Ali, B., & Djamel, M. (2020). Comparison of Two Tests to Determine the Maximal Aerobic Speed. *Acta Facultatis Educationis Physicae Universitatis Comenianae*, 60(2), 252–262. <https://doi.org/10.2478/afepuc-2020-0021>
- Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez de Villarreal, E., & Morin, J. B.

- (2016). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 26(6), 648–658. <https://doi.org/10.1111/sms.12490>
- Sampson, J. A., Murray, A., Williams, S., Sullivan, A., & Fullagar, H. H. K. (2019). Subjective wellness, acute: Chronic workloads, and injury risk in college football. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(12), 3367–3373. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003000>
- Saxby, D. J., Bryant, A. L., Modenese, L., Gerus, P., Killen, B. A., Konrath, J., Fortin, K., Wrigley, T. V., Bennell, K. L., Cicuttini, F. M., Vertullo, C., Feller, J. A., Whitehead, T., Gallie, P., & Lloyd, D. G. (2016). Tibiofemoral contact forces in the anterior cruciate ligament-reconstructed knee. In *Medicine and Science in Sports and Exercise* (Vol. 48, Issue 11). <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001021>
- Schmidt, C. E. (2013). *Reducing muscular fatigue in trail running - mechanisms and strategies Réduction de la fatigue musculaire en trail – mécanismes et stratégies Thesis*.
- Schmikli, S. (2010). *The battle against acute injuries, overuse injuries and the overtraining syndrome*.
- Schot, P., Dart, J., & Schuh, M. (2013). Biomechanical Analysis of Two Change-of-Direction Maneuvers While Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 22(6), 254–258. <https://doi.org/10.2519/jospt.1995.22.6.254>
- Schrier, N. M., Wannop, J. W., Lewinson, R. T., Worobets, J., & Stefanyshyn, D. (2014). Shoe traction and surface compliance affect performance of soccer-related movements. *Footwear Science*, 6(2), 69–80. <https://doi.org/10.1080/19424280.2014.886302>
- Scott, B. R., Lockie, R. G., Knight, T. J., Clark, A. C., & De Jonge, X. A. K. J. (2013). A comparison of methods to quantify the in-season training load of professional soccer players. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(2), 195–202. <https://doi.org/10.1123/ijsp.8.2.195>
- Scruggs, T. E., Mastropieri, M. A., & Regan, K. S. (2006). Statistical Analysis for Single Subject Research Designs. In *Advances in Learning and Behavioral Disabilities* (Vol. 19, pp. 33–53). JAI Press. [https://doi.org/10.1016/S0735-004X\(06\)19002-3](https://doi.org/10.1016/S0735-004X(06)19002-3)
- Seshadri, D. R., Li, R. T., Voos, J. E., Rowbottom, J. R., Alfes, C. M., Zorman, C. A., & Drummond, C. K. (2019). Wearable sensors for monitoring the internal and external workload of the

- athlete. *Npj Digital Medicine*, 2(1). <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0149-2>
- Shorten, M., Hudson, B., & Himmelsbach, J. (2003). *Shoe-surface traction of conventional in-filled synthetic turf football surfaces* (Issue 1).
- Shorten, M., & Mientjes, M. I. V. (2011). The “heel impact” force peak during running is neither “heel” nor “impact” and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Science*, 3(1), 41–58. <https://doi.org/10.1080/19424280.2010.542186>
- Siler, W. L., & Martin, P. E. (1991). Changes in Running Pattern during a Treadmill Run to Volitional Exhaustion: Fast versus Slower Runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(1), 12–28. <https://doi.org/10.1123/ijsb.7.1.12>
- Silva, J. R., Rumpf, M. C., Hertzog, M., Castagna, C., Farooq, A., Girard, O., & Hader, K. (2018). Acute and Residual Soccer Match-Related Fatigue: A Systematic Review and Meta-analysis. In *Sports Medicine* (Vol. 48, Issue 3). Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0798-8>
- Singh, T., & Latash, M. L. (2011). EFFECTS OF MUSCLE FATIGUE ON MULTI-MUSCLE SYNERGIES. *Exp Brain Res.*, 214(3), 335–350. <https://doi.org/doi:10.1007/s00221-011-2831-8>.
EFFECTS
- Slawinski, J., Heubert, R., Quievre, J., Billat, V., & Hannon, C. (2008). Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22(3), 930–936. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31816a4475>
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(1), 120–125. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.08.005>
- Smith, N., Dyson, R., & Janaway, L. (2010). Ground reaction force measures when running in soccer boots and soccer training shoes on a natural turf surface. *Sports Engineering*, 7(3), 159–167. <https://doi.org/10.1007/bf02844054>
- Sterzing, T., & Hennig, E. M. (2007). The Influence Of Friction Properties Of Shoe Upper Materials On Kicking Velocity In Soccer. *Journal of Biomechanics*, 40, S195. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(07\)70191-4](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(07)70191-4)
- Taube, W., Leukel, C., Lauber, B., & Gollhofer, A. (2012). The drop height determines neuromuscular adaptations and changes in jump performance in stretch-shortening cycle

- training. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 22(5), 671–683.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01293.x>
- Thomas, K., Dent, J., Howatson, G., & Goodall, S. (2017). Etiology and Recovery of Neuromuscular Fatigue after Simulated Soccer Match Play. In *Medicine and Science in Sports and Exercise* (Vol. 49, Issue 5). <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001196>
- Thorpe, R. T., Atkinson, G., Drust, B., & Gregson, W. (2017). Monitoring fatigue status in elite team-sport athletes: Implications for practice. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(January), 27–34. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0434>
- Torg, J. S., Quedenfeld, T. C., & Landau, S. (1974). The shoe-surface interface and its relationship to football knee injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 2(5), 261–269. <https://doi.org/10.1177/036354657400200502>
- Twomey, D. M., Connell, M., Petrass, L., & Otago, L. (2013). The effect of stud configuration on rotational traction using the studded boot apparatus. *Sports Engineering*, 16(1), 21–27. <https://doi.org/10.1007/s12283-012-0100-0>
- Ueda, T., Hobarra, H., Kobayashi, Y., Helder, T. A., Mochimaru, M., & Mizoguchi, H. (2016). Comparison of 3 Methods for Computing Loading Rate during Running. *International Journal of Sports Medicine*, 37(13), 1087–1090. <https://doi.org/10.1055/s-0042-107248>
- Valiant, G. A. (1990). Transmission and attenuation of heelstrike accelerations. In P. R. Cavanagh (Ed.), *Biomechanics of Distance Running* (Champaign, pp. 225–247).
- van Mechelen, W., Hlobil, H., & Kemper, H. C. G. (1992). Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. *Sports Medicine*, 14(2), 82–99.
- Vanrenterghem, J., Nedergaard, N. J., Robinson, M. A., & Drust, B. (2017). Training Load Monitoring in Team Sports: A Novel Framework Separating Physiological and Biomechanical Load-Adaptation Pathways. *Sports Medicine*, 47(11), 2135–2142. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0714-2>
- Verschueren, J., Tassignon, B., De Pauw, K., Proost, M., Teugels, A., Van Cutsem, J., Roelands, B., Verhagen, E., & Meeusen, R. (2020). Does Acute Fatigue Negatively Affect Intrinsic Risk Factors of the Lower Extremity Injury Risk Profile? A Systematic and Critical Review. *Sports Medicine*, 50(4), 767–784. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01235-1>
- Villwock, M. R., Meyer, E. G., Powell, J. W., Fouty, A. J., & Haut, R. C. (2009). Football playing surface and shoe design affect rotational traction. *American Journal of Sports Medicine*,

37(3), 518–525. <https://doi.org/10.1177/0363546508328108>

- Waldén, M., Hägglund, M., & Ekstrand, J. (2005). UEFA Champions League study: A prospective study of injuries in professional football during the 2001-2002 season. *British Journal of Sports Medicine*, 39(8), 542–546. <https://doi.org/10.1136/bjsem.2004.014571>
- Walter, J. H., & Ng, G. K. (2002). The evaluation of cleated shoes with the adolescent athlete in soccer. *Foot*, 12(3), 158–165. <https://doi.org/10.1054/foot.2002.0729>
- Wannop, J. W., Luo, G., & Stefanyshyn, D. J. (2012). Footwear traction at different areas on artificial and natural grass fields. *Sports Engineering*, 15(2), 111–116. <https://doi.org/10.1007/s12283-012-0091-x>
- Welch, N., Richter, C., Moran, K., & Franklyn-Miller, A. (2020). Rehabilitation interventions need more than methodological standardisation: An individualised approach. *BMJ Open Sport and Exercise Medicine*, 6(1), 1–7. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2020-000899>
- Weston, M., Siegler, J., Bahnert, A., McBrien, J., & Lovell, R. (2015). The application of differential ratings of perceived exertion to Australian Football League matches. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(6), 704–708. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2014.09.001>
- Wilmes, E., Bastiaansen, B. J. C., de Ruiter, C. J., Vegter, R. J. K., Brink, M. S., Weersma, H., Goedhart, E. A., Lemmink, K. A. P. M., & Savelsbergh, G. J. P. (2023). Construct Validity and Test-Retest Reliability of Hip Load Compared With Playerload During Football-Specific Running, Kicking, and Jumping Tasks. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 18(1), 3–10. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2022-0194>
- Windt, J., & Gabbett, T. J. (2017). How do training and competition workloads relate to injury? the workload - Injury aetiology model. *British Journal of Sports Medicine*, 51(5), 428–435. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096040>
- Wong, P., & Hong, Y. (2005). Soccer injury in the lower extremities. *British Journal of Sports Medicine*, 39(8), 473–482. <https://doi.org/10.1136/bjsem.2004.015511>
- Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., & Hodson, A. (2004). The Football Association Medical Research Programme: An audit of injuries in professional football - Analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 38(1), 36–41. <https://doi.org/10.1136/bjsem.2002.002352>
- Yu, B., Queen, R. M., Abbey, A. N., Liu, Y., Moorman, C. T., & Garrett, W. E. (2008). Hamstring

muscle kinematics and activation during overground sprinting. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3121–3126. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.005>

Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2010). Modeling muscle activity to study the effects of footwear on the impact forces and vibrations of the human body during running. *Journal of Biomechanics*, 43(2), 186–193. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.09.028>

Liste des publications et communications

Article scientifique

- **Karamanoukian, A.**, Boucher, J. P., Labbé, R., & Vignais, N. (2022). Validation of Instrumented Football Shoes to Measure On-Field Ground Reaction Forces. *Sensors*, 22(10). <https://doi.org/10.3390/s22103673>

Communications orales

- **Karamanoukian, A.**, Boucher, J.-P., Labbé, R., Vignais, N. Validation of on-field ground reaction forces measured through force sensors embedded into a football shoe: a preliminary study. *Proceedings of the Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS)*, Montpellier, France, 2021.
- **Karamanoukian, A.**, Boucher, J.-P., Labbé, R., Vignais, N. Effects of fatigue on ground reaction forces measured through embedded sensors in football shoes during a constant velocity run: a preliminary study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24:sup1, S1-S325, DOI: [10.1080/10255842.2021.1978758](https://doi.org/10.1080/10255842.2021.1978758).
- Vignais, N., **Karamanoukian, A.**, Boucher J.-P., Labbé R. Preventing Injuries through Embedded sensors - Application in Soccer. *1st International Conference of Indian Society of sports and Exercise Medicine, ISSEMCON 2022*. March 24 – 26, 2022.

Communications affichées

- **Karamanoukian, A.**, Boucher, J.-P., Labbé, R., Vignais, N. Kinetic adaptations measured with instrumented football shoes during an exhaustive on-field run. *European College of Sport Science*, Paris, 4-7 of July, 2023.
- **Karamanoukian, A.**, Boucher, J.-P., Labbé, R., Vignais, N. Football shoes measuring on-field ground reaction forces. *Sport Physics 2021*. Lyon, France, 6-8 Dec., 2021.

Annexes

Annexe A - Calendrier des compétitions nationales féminines pour la saison 2022-2023.

Annexe B - Indicateurs calculés lors de la course en ligne droite du test standardisé

Annexe C - Comparaison des profils d'activité (distance parcourues à chaque intensité) demandés par les protocoles SAFT⁹⁰, Y-SAFT, U-SAFT et les efforts fournis en match de joueuses élites ou internationales en football.

Annexe D - Indicateurs fournis par les GPS/centrales inertielles STATSports APEX et leur description associée.

Annexe E - Exemples de variation de la différence $FC_{pred} - FC_{réelle}$ au cours de l'année (joueuses B et D)

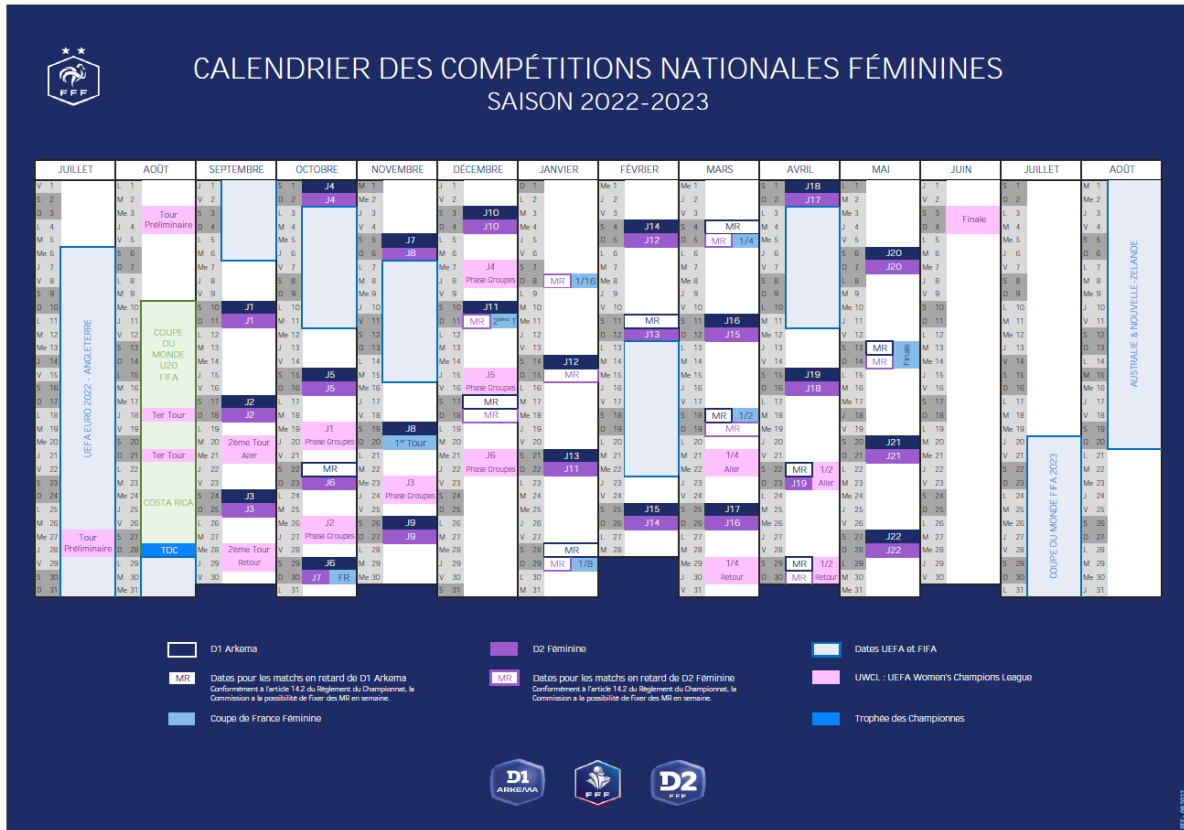
Annexe F - En haut, évolution de l'indicateur « DSL », représentant la quantité d'impacts endurées, lors des matchs et entraînements au cours de la saison. En bas, évolution du ratio charge aigüe:charge chronique ($ACWR_{1,4}$) calculé à partir de l'indicateur DSL au cours de la saison.

Annexe G - Formulaire de consentement éclairé distribué aux participants.

Annexe H – Diagrammes de Bland Altman concernant la validation des CI (Chapitre 3)

Annexe I - Karamanoukian, A., Boucher, J. P., Labbé, R., & Vignais, N. (2022). Validation of Instrumented Football Shoes to Measure On-Field Ground Reaction Forces. *Sensors*, 22(10). <https://doi.org/10.3390/s22103673>

Annexe A - Calendrier des compétitions nationales féminines pour la saison 2022-2023.
 Les matchs pour la D2 féminine sont représentés en violet (à noter la période de trêve hivernale du 4 décembre au 8 janvier).



Annexe B - Indicateurs calculés lors de la course en ligne droite du test standardisé.

Indicateur	Description (unité)
LR	Taux de charge instantané (kg/s)
F_{HF}	Pic de GRF à hautes fréquences (kg)
Freq_{moy HF}	Fréquence moyenne de la composante haute fréquence (Hz)
F_{max}	Pic maximal de GRF (kg)
F_{moy}	Valeur moyenne de GRF lors du pas (kg)
k_{vert}	Raideur verticale (kN·m ⁻¹)
k_{leg}	Raideur de membre inférieur (kN·m ⁻¹)
Δy	Variation de déplacement du centre de masse (cm)
ΔL	Compression du membre inférieur (cm)
T_{contact}	Temps de contact au sol (ms)
T_{vol}	Temps de vol (ou de suspension) (ms)
T_{Fmax}	Temps d'apparition de F _{max} (ms)

Annexe C - Comparaison des profils d'activité (distance parcourues à chaque intensité) demandés par les protocoles SAFT⁹⁰, Y-SAFT, U-SAFT et les efforts fournis en match de joueuses élites ou internationales en football.

Activité	SAFT ⁹⁰	Y-SAFT	U-SAFT	Match	Match	Match	Match
Sujets (Sexe)	Elite (M)	Elite U-18 (M)	Univ. US (M)	Intern. (F)	Intern. (F)	Elite (F)	Intern. (F)
Distance marche (km) (0-6 km/h)	3.36	2.76	2.76	/	/	/	3.32
Distance jog. (km) (6-15 km/h)	5.58	5.10	4.92	5.85	/	/	4.45
Distance HSR (km) (15-20 km/h)	1.50	1.65	1.50	1.43	1.68	1.30	1.74
Distance sprint (km) (> 20 km/h)	0.34	0.24	0.24	0.24	0.46	0.38	0.17
Distance totale (km)	10.78	9.75	9.42	9.80	10.33	10.44	10.32
Références	(Small et al., 2010)	(Barrett et al., 2013)	(Barrett et al., 2013)	(Andersson et al., 2010)	(Mohr et al., 2008)	(Mohr et al., 2008)	(Datson et al., 2017)

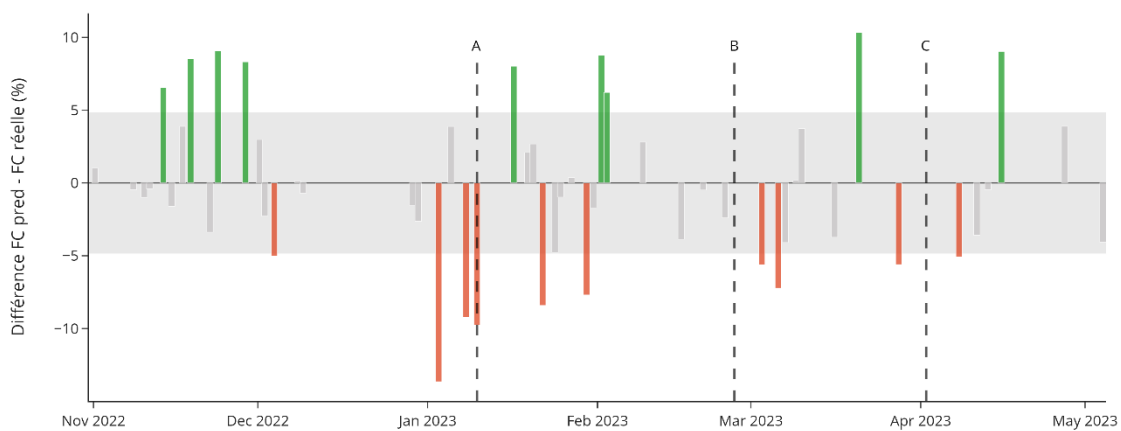
(Univ. US = Niveau universitaire aux Etats Unis ; Intern. = joueuses internationales ; jog = allure « jogging » ; HSR = course à haute intensité)

Annexe D - Indicateurs fournis par les GPS/centrales inertiels STATSports APEX et leur description associée.

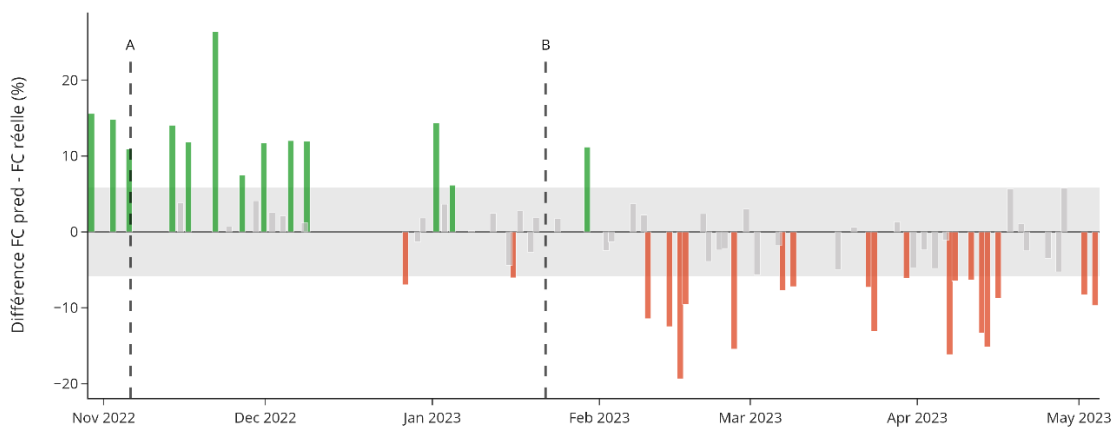
Indicateur	Description
Distance totale	Distance totale parcourue lors de la session
Distance/min	Distance parcourue par minute d'effort lors de la session
HSR	Distance parcourue au-delà de 19.8 km/h
HSR/min	Distance parcourue au-delà de 19.8 km/h par minute
Vitesse max.	Vitesse maximale par session
HID	Distance parcourue à haute intensité (lorsque la vitesse de course est supérieure à 19.8 km/h et lorsque l'athlète accélère ou décélère)
HID/min	Distance parcourue à haute intensité (lorsque la vitesse de course est supérieure à 19.8 km/h et lorsque l'athlète accélère ou décélère) par minute lors de la session
NB sprints	Nombre de sprints lors de la session.
Distance de sprint	Distance parcourue au-delà de 25 km/h.
Distance de sprint/min	Distance parcourue au-delà de 25 km/h par minute
Accélérations	Nombre d'accélérations ($> 3m/s^2$) par session
Décélérations	Nombre de décélérations ($> 3m/s^2$) par session
DSL	Somme pondérée des impacts supérieurs à 2G lors de la session (plus les impacts sont élevés, plus leur poids est conséquent)

Annexe E - Exemples de variation de la différence $FC_{pred} - FC_{réelle}$ au cours de l'année (joueuses B et D). Les barres vertes représentent les sessions où les joueuses peuvent être considérées comme étant en « forme » tandis que les barres rouges représentent les sessions où les joueuses peuvent être considérées en état de « fatigue ». La ligne pointillée représente la blessure subit par la joueuse fin février (entorse ligament latéral interne genou droit).

Comparaison FC prédite vs FC réelle - Joueuse B

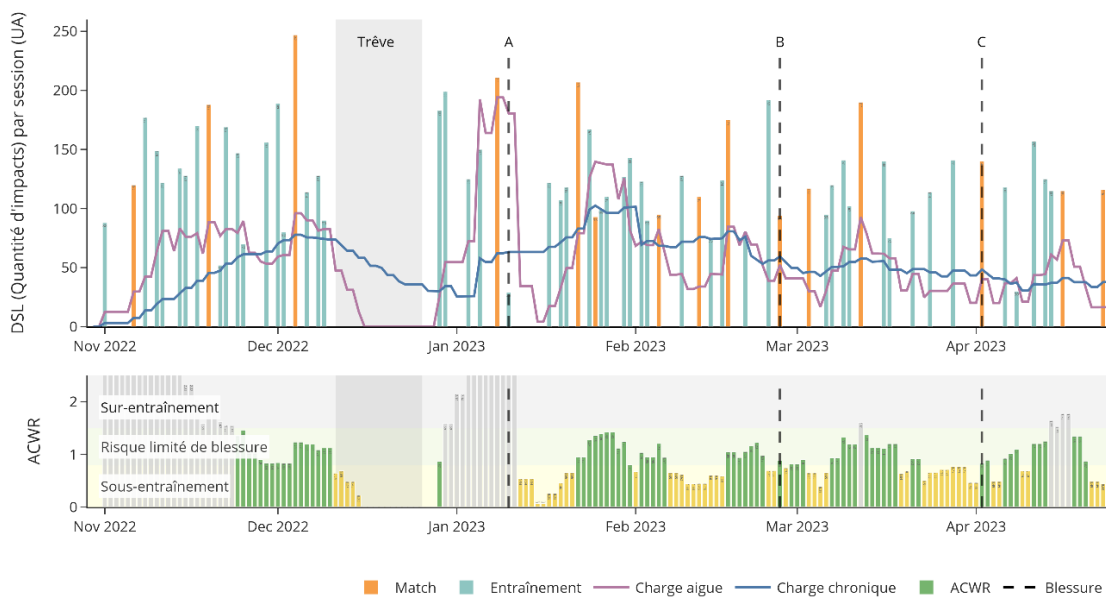


Comparaison FC prédite vs FC réelle - Joueuse D



Annexe F - En haut, évolution de l'indicateur « DSL », représentant la quantité d'impacts endurés, lors des matchs et entrainements au cours de la saison. En bas, évolution du ratio charge aigüe:charge chronique (ACWR_{1;4}) calculé à partir de l'indicateur DSL au cours de la saison. Les zones de sous-entraînement (<0.8) et de surentraînement (>1.5) sont représentés d'après la revue de littérature de Blanch et al., 2016. Le trait pointillé noir représente la date de la blessure pour cette joueuse.

Evolution de l'ACWR durant la saison - Joueuse B



Evolution de l'ACWR durant la saison - Joueuse D



Annexe G – Formulaire de consentement éclairé distribué aux participants.

NOTICE D'INFORMATION ET CONSENTEMENT ECLAIRE

Titre du projet : Validation scientifique de crampons de football instrumentés

Chercheur titulaire responsable scientifique du projet :

Karamanoukian Alexandre, CIAMS (EA 4532), alexandre.karamanoukian@universite-paris-saclay.fr

Lieu de la recherche : Palaiseau

But du projet de recherche : Valider scientifiquement une technologie novatrice de crampons permettant de récolter les forces développées par les joueurs en situation.

Ce que l'on attend de vous :

Si vous acceptez de participer à cette étude, vous participerez à une expérience simple pendant laquelle vous devrez d'abord effectuer des exercices types de football comme des courses courtes (2 x 50m) à plusieurs vitesses ou des sauts (15 min). L'enregistrement des données se fera pendant ces exercices, sans vous déranger et sans être invasif. Vous effectuerez ensuite un test VMA classique (10 min environ) puis une course de durée moyenne (environ 6 à 8 min) à intensité sous-maximale (90% de votre VMA) une semaine plus tard. La durée totale de l'expérience sera donc de 1h30 au maximum. Le risque de blessure est faible.

Vos droits de vous retirer de la recherche à tout moment :

Votre contribution à cette recherche est bien sûr volontaire et vous pourrez vous en retirer à n'importe quel moment, sans justification. Votre décision de participer ou non, de cesser ou non votre participation n'aura aucun effet sur votre statut, vos notes ou vos relations avec l'université Paris-Saclay.

Vos droits à la confidentialité et au respect de la vie privée :

- Les données obtenues seront traitées avec la confidentialité la plus entière
- Nous masquerons votre identité à l'aide d'un numéro aléatoire
- Aucun autre renseignement ne pourra révéler votre identité
- Toutes les données seront gardées dans un endroit sécurisé et seuls vous, le responsable scientifique et les chercheurs adjoints y auront accès
- Le strict anonymat rend impossible la rectification ou la suppression des informations vous concernant après la fin de leur participation

Bénéfices de l'étude :

Il n'y a aucun bénéfice direct. Si vous participez à cette étude, vous aurez cependant l'opportunité de découvrir une technologie novatrice qui permet de mieux comprendre les interactions entre le joueur et le terrain de manière à prévenir ses blessures. La validation de cet outil est fondamentale dans la suite des recherches qui permettront peut-être de développer cette technologie vers le haut niveau.

Risques possibles de l'étude :

À notre connaissance, cette recherche n'implique aucun risque ou inconfort autre que ceux de la pratique modérée du football. Les mouvements demandés sont classiques et sans danger et le test VMA est bien connu de tous les sportifs, peu importe leur niveau. Les efforts demandés nécessiteront votre fréquence cardiaque maximale. Le risque de blessure est faible.

Diffusion :

Cette recherche sera potentiellement diffusée dans des colloques et publiée dans des actes de colloque et des articles de revues académiques. Vous aurez le droit d'avoir accès aux résultats de l'étude.

Vos droits de poser des questions :

Vous pouvez poser des questions au sujet de la recherche en tout temps (avant, pendant et après votre participation) en communiquant avec le responsable scientifique du projet par courrier électronique à l'adresse mail en haut de cette page.

Consentement à la participation :

En signant le formulaire de consentement, vous certifiez que vous avez lu et compris les renseignements ci-dessus, que le chercheur a répondu à vos questions de façon satisfaisante et qu'il vous a avisé que vous étiez libre d'annuler votre consentement ou de vous retirer de cette recherche à tout moment, sans préjudice.

A remplir par le participant :

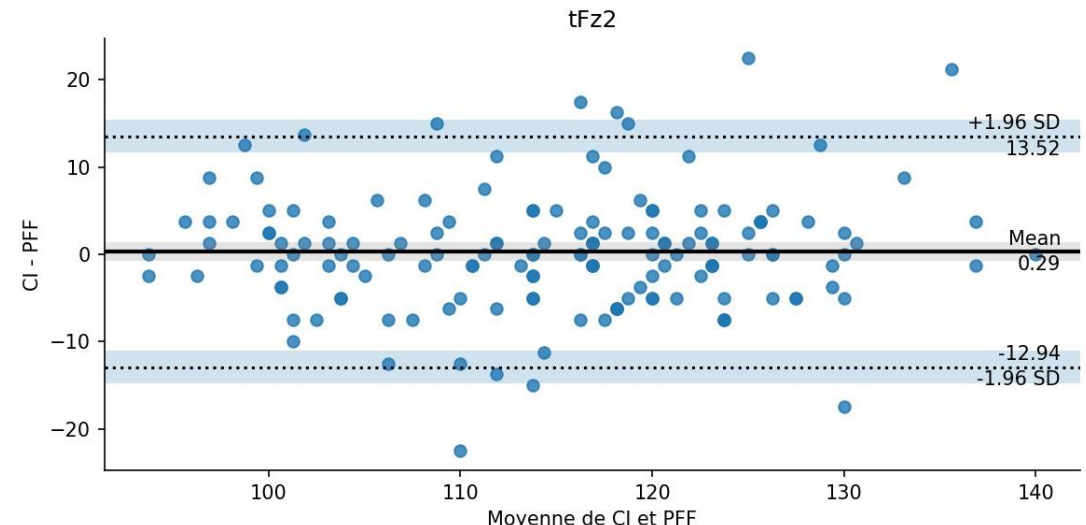
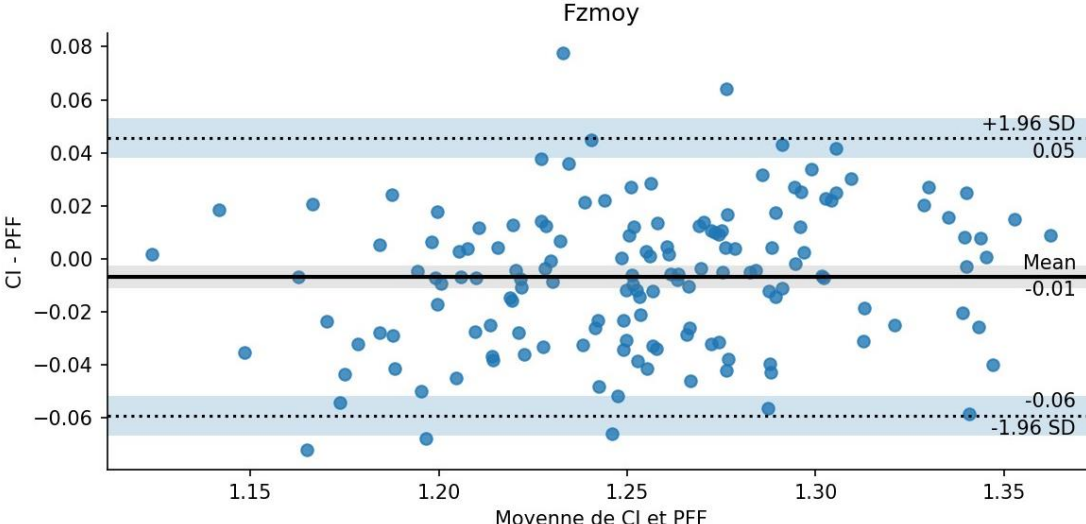
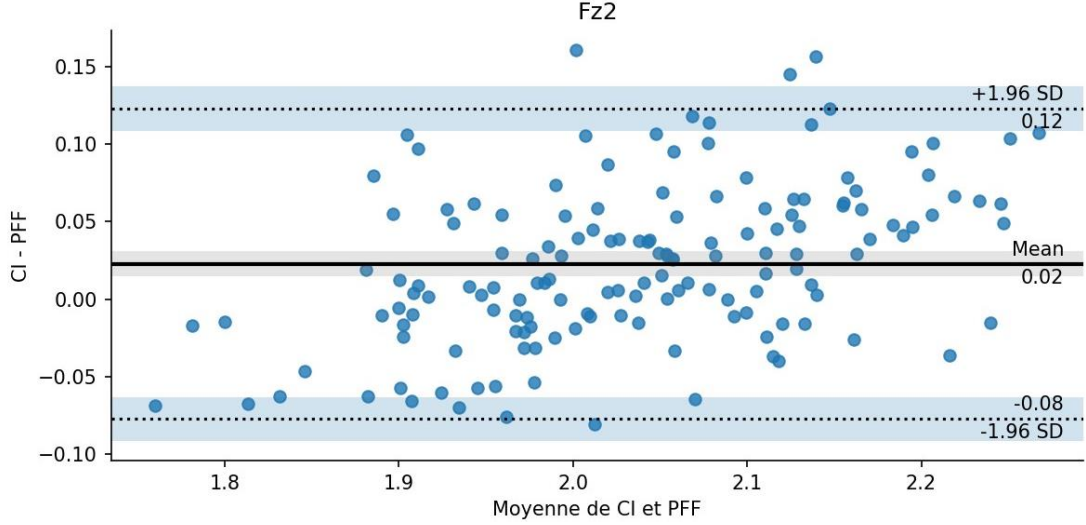
J'ai lu et compris les renseignements ci-dessus et j'accepte de plein gré de participer à cette recherche.

Date, Nom, Prénom, Signature :

A remplir par l'expérimentateur :

Date, Nom, Prénom, Signature :

Annexe H – Diagrammes de Bland Altman concernant la validation des CI (Chapitre 3)



Article

Validation of Instrumented Football Shoes to Measure On-Field Ground Reaction Forces

Alexandre Karamanoukian ^{1,2,3,*} , Jean-Philippe Boucher ³, Romain Labbé ³ and Nicolas Vignais ^{1,2} ¹ CIAMS, Université Paris Saclay, 91405 Orsay, France; nicolas.vignais@universite-paris-saclay.fr² CIAMS, Université d'Orléans, 45067 Orléans, France³ Phyling, 91120 Palaiseau, France; jean-philippe.boucher@phyling.fr (J.-P.B.); romain.labbe@phyling.fr (R.L.)

* Correspondence: alexandre.karamanoukian@universite-paris-saclay.fr

Abstract: Ground reaction forces (GRF) have been widely studied in football to prevent injury. However, ambulatory tools are missing, posing methodological limitations. The purpose of this study was to assess the validity of an innovative football shoe measuring normal GRF (nGRF) directly on the field through instrumented studs. A laboratory-based experiment was first conducted to compare nGRF obtained with the instrumented shoe (IS) to vertical GRF (vGRF) obtained with force platform (FP) data, the gold standard to measure vGRF. To this aim, three subjects performed 50 steps and 18 counter-movement jumps (CMJs). Secondly, eleven subjects completed running sprints at different velocities on a football field, as well as CMJs, while wearing the IS. Good to excellent agreement was found between the vGRF parameters measured with the FP and the nGRF measured by the IS (ICC > 0.75 for 9 out of 11 parameters). Moreover, on-field nGRF patterns demonstrated a progressive and significant increase in relation with the running velocity ($p < 0.001$). This study demonstrated that the IS is a highly valid tool to assess vGRF patterns on a football field. This innovative way to measure vGRF in situ could give new insights to quantify training load and detect neuromuscular fatigue.



Citation: Karamanoukian, A.; Boucher, J.-P.; Labbé, R.; Vignais, N. Validation of Instrumented Football Shoes to Measure On-Field Ground Reaction Forces. *Sensors* **2022**, *22*, 3673. <https://doi.org/10.3390/s22103673>

Academic Editors: Peter J. Beek and Michael E. Hahn

Received: 17 February 2022

Accepted: 10 May 2022

Published: 11 May 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Keywords: ground reaction forces; embedded sensors; football; stud; force platform

1. Introduction

Football is one of the most popular sports in the world with over 240 million people regularly playing [1] and nearly 130,000 professional players around the world [2]. However, football is also known to have one of the highest injury incidence risks of any sport [3–7]. In male football, most injuries (59–67%) consist of non-contact injuries, muscular strains being predominant [4,8,9]. Indeed, thigh strain is the most frequent injury, particularly in the hamstring (12.8% of all injuries), followed by adductor strain [9]. Moreover, a large number of ligament injuries also occur without any contact with another player, e.g., 70–84% of anterior cruciate ligament (ACL) tears are non-contact [10].

Non-contact injuries are more frequent in the second half and towards the end of the match, possibly due to fatigue accumulation [11–14]. It is also known that players participating in two matches per week have an injury rate up to six times higher than players who compete in only one match per week [7,15]. Furthermore, Gabett stated that “excessive and rapid increases in training loads are likely responsible for a large proportion of non-contact, soft-tissue injuries” [16]. Thus, fatigue and excessive training load have been identified as major risk factors. Moreover, re-injuries (i.e., injury of the same type and location within two months of the previous injury) are predominant in professional football (they account for 22–30% of all injuries), which raises questions about the management of training load in rehabilitation [4,17]. Although fatigue and maladjusted training load are known among researchers and professional coaches/physiotherapists, injury rates for muscle and severe injuries did not decrease during the 2000s—hamstring injuries have even increased during this decade [9,18]. The previous risk factors associated with the increasing number of injuries highlight the fact that a better in-field biomechanical analysis is required

to prevent non-contact injuries in football. Consequently, training load monitoring has grown exponentially over the past few years due to the development of devices such as Global Positioning System (GPS), which allow coaches to obtain distance, speed and acceleration of players. However, ground reaction forces (GRF) have greater potential for monitoring players' fatigue since they accurately provide biomechanical load, impact forces and total impulse data achieved by players [19,20]. Therefore, the use of inertial measurement units (IMUs) to estimate GRF has gained interest among football clubs and federations [21,22]. These devices are currently used by professional clubs to gain better insight on players' fatigue and training efficiency throughout the season. IMUs are often integrated into GPS devices and used as an indirect measurement tool to compute GRF from complex biomechanical models and the derived acceleration and deceleration signals. These estimations have proven to be reliable in certain basic conditions such as 15 and 30 m sprints [23] but have several drawbacks on the field. Indeed, integrated accelerometers have shown poor or limited validity during team sport activities [20,24], football-specific tasks, [25] and change of direction tasks [21]. Therefore, very few of the available markers characterizing an athletes' training load have shown strong scientific validity [26].

Biomechanical data like GRF have been widely studied in the football research area. However, existing literature failed to find solutions to prevent non-contact injuries. These contradictory results could be explained by several drawbacks. Most of the studies used a mechanical apparatus, i.e., artificial feet which simulated a human step to obtain GRF [27–37]. These devices do not represent the complexity of the human walking and running in the field very well. Moreover, differences exist between mechanical and biomechanical (with subjects) testing protocols [38]. Thus, it is essential to consider the intra- and inter-subject variability when collecting GRF. Other studies used real subjects and standard force platforms (covered with an artificial layer of grass) to obtain GRF on one or two steps [34,39–41]. These laboratory-based studies do not reliably replicate the normal playing conditions due to both the small number of steps taken and the fact that they used neither natural nor artificial turf on which players would usually compete. It is paramount to understand that GRF are related to adaptations between the player, his shoes and the surface. Thus, any changes from ecological and usual conditions of play may alter the relevance and validity of the results.

To conclude, the lack of adequate devices or methods available to measure (or accurately estimate) GRF on a football field may limit injury prevention strategies, which could explain the current increase in non-contact injuries in football.

The recent development of instrumented studs that are capable of recording on-field normal GRF (nGRF) therefore represents a breakthrough. These studs can record nGRF without altering standard conditions of play and can be fitted on any commercially available shoe. Thus, collected nGRF are directly related to the player, his shoes and his movements in any given situation, increasing the ecological relevance of obtained data.

The aim of this study was to assess the validity of a pair of football shoes fitted with 12 instrumented studs as a device to measure vertical GRF (vGRF) on a football field. To assess this validity, a laboratory-based experiment was first conducted to compare nGRF parameters collected by the instrumented shoe (IS) to force platform (FP) data, i.e., the reference tool to measure vGRF, during running and countermovement jumps (CMJs). A second experiment was conducted on the field to compare data obtained in ecological conditions during sprints and CMJs to data obtained with the force platform from previous studies.

2. Materials and Methods

2.1. Subjects

Eleven amateur football players (11 males, mean \pm SD: age, 22 ± 1.2 y; height, 1.76 ± 0.05 m; body mass, 70 ± 4.9 kg) were recruited. Subjects were selected based upon two criteria: participation in regular football practice (once a month or more) and having no lower limb injury within the 6 months prior to the study. Each subject had a shoe size

between US 9 and 9.5 (or EUR 42.5–43) as required by the available experimental shoe (9.5 US/43 EUR). Subjects provided written informed consent before taking part in this study. This study was approved by the academic Research Ethics and Scientific Integrity Council (Université Paris-Saclay, 2021-170) and was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki.

2.2. Instrumented Stud

This technology has been adapted from the patent by Labbé et al. [42], as shown in Figure 1. Each instrumented stud was composed of two parts: a base connected to the shoe with a central square body whose deformations were measured with strain gauges and a dome that was connected to the central square body and in contact with the ground. While the patent describes a shoe with instrumented studs measuring forces in 3 directions, the shoe used in this study measured only the forces along the longitudinal axis of the stud using 4 strain gauges stuck around the central square body of the instrumented stud. The wires of each stud entered the shoe below the insole and were connected to a custom-made electronic board at the rear of the shoe.

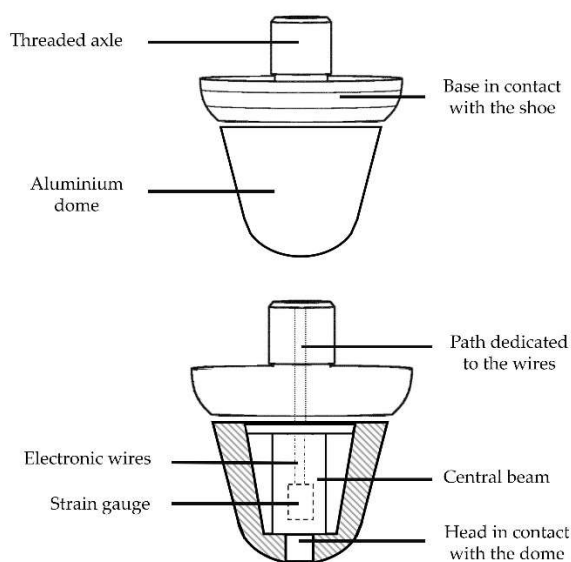


Figure 1. Instrumented stud representation (adapted from Labbé et al., 2018 [42]).

2.3. Materials

One pair of commercially available football shoes (Tiempo Legend VIII Pro SG, Nike®, Beaverton, OR, USA) with removable studs was equipped with 12 instrumented studs (6 on each shoe) as shown in Figure 2. Each stud measured the force along its normal axis (nGRF) in the referential frame related to the shoe using strain gauges located inside them. The total normal force measured by the shoe was obtained by summing the nGRF of each individual stud. These studs were made of aluminum and measured 12 mm. They were located at the heel (lateral and medial), under the 1st and 5th metatarsals and under the 1st and 5th phalanges. The data acquisition system (MaxiPhyling, Phyling, France) was composed of a portable acquisition system (weight = 230 g) worn by subjects in a custom lightweight sport vest (i.e., Apex Vest, STATSport®, Newry, UK). Shoes were connected to the data acquisition system using two wires (one per shoe).

The calibration was carried out using a custom-made force platform (Phyling, France) that allowed calibration of each individual stud. This force platform was composed of a large surface and a small central force sensor. The purpose of this force platform was to calibrate each stud by comparing its force data with data from the central force sensor. This was done by targeting the central force sensor with one stud while the five other studs remained on the non-sensitive part of the force platform.



Figure 2. (a) Football shoe with six instrumented studs in the transversal plane (b) and integrated electronics at the back.

2.4. Testing Procedure

2.4.1. Laboratory-Based Experiment

For this part of the experiment, data obtained from the FP during running movements and CMJs was compared to data from the IS. Thus, a force platform (AMTI[®], Watertown, MA, USA) was covered with artificial turf (FieldTurf, Tarkett[®], Peachtree City, GA, USA) to allow subjects to run on it in football shoes. The force platform dimensions were 1200 mm × 600 mm. Both the FP and the IS had an acquisition frequency of 800 Hz. For this part of the study, only three subjects took part in the experiment (mean ± SD: age, 23.3 y; height, 176 cm; body mass, 69 kg). After a standardized warm-up, each subject was asked to perform 50 steps with his right foot on the FP and 18 CMJs wearing the instrumented pair of football shoes.

For the running movements, subjects were instructed to run at a self-selected velocity [43] and to land on the FP without adjusting their running pattern. The validity of each trial was controlled by a real-time force-data feedback given to the experimenter.

Subjects were asked to start the CMJs from a standing position with their hands on their hips and then to flex the knees before immediately going upwards to jump vertically. Subjects were given as many trials as needed to familiarize themselves with this jumping technique. They were then required to perform 18 CMJs, with a minimum rest period of 10 s between each jump.

2.4.2. On-Field Experiment

The on-field experiment consisted of CMJs and runs at different velocities. Each subject was required to run in a straight line at 3, 4 and 5 m/s and to perform CMJs. To obtain enough data to consider the intra-subject variability, two runs of 50 m for each velocity and five CMJs were completed by each subject. Cones were placed at 10 m intervals along the 50 m straight line. Each subject was asked to time his run so that he reached the cone at the same time as the audio signal was given (in order to run at the required speed). If the subject was too slow (he was located more than 0.5 m before the cone at the time the signal was given by the speaker) or too fast (he was located more than 0.5 m after the cone at the time the audible signal was given by the speaker), the trial was rejected by the experimenter. Each subject was given a one-minute break between every run and a thirty-second break between each jump. Subjects were allowed to warm up, to familiarize themselves with the running velocities and to become used to the material prior to testing.

The experiment was conducted on an outdoor football field (Figure 3) equipped with synthetic turf (TT+45, EuroField[®], Aigremont, France). This turf follows the EN 15330-1 and NF P90-112 standards and was in conformity with French Football Federation regulation [44]. Turf moisture was assessed prior to each session to ensure the soil was

not too dry or too moist. nGRF were collected at a sampling frequency of 1000 Hz. One of the two instrumented shoes (six studs) was recorded and analyzed during this part of the experiment.



Figure 3. Outdoor football field used in this study and data acquisition system (MaxiPhyling, Phyling, France) connected to each shoe by a wire and worn by subjects in a lightweight sport vest.

2.5. Definition of Reference Frames

As previously stated, each stud from the IS measured the force along its normal axis in the referential frame related to the shoe, i.e., nGRF. These studs did not measure shear forces. During the laboratory-based experiment, the nGRF was compared to the vertical component of the GRF given by the FP (vGRF). A schematic representation of the reference frames from the two measurement methods is shown in Figure 4.

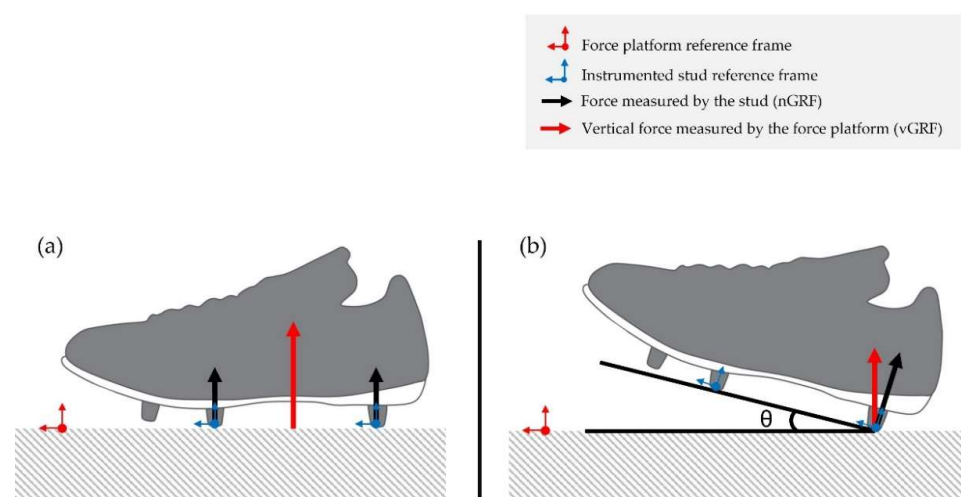


Figure 4. Schematic representation of the forces measured by the instrumented shoe (IS) and the force platform (FP) and their associated reference frames. (a) Case where nGRF would be equal to vGRF. (b) Case where nGRF would be different to vGRF due to a θ angle at ground strike (adapted from Oudshoorn et al., 2018 [45]).

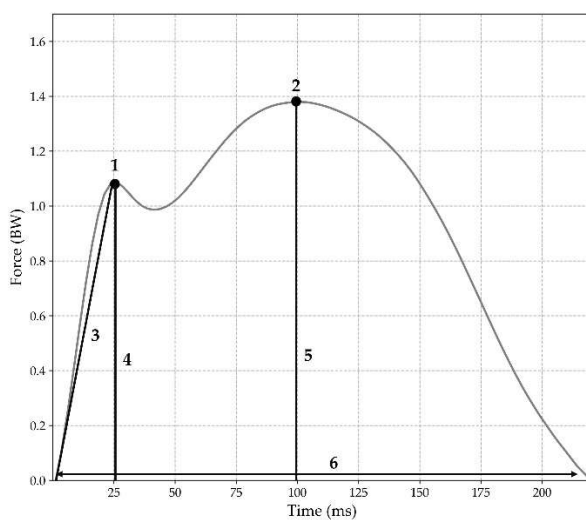
2.6. Data Analysis

2.6.1. Laboratory-Based Experiment

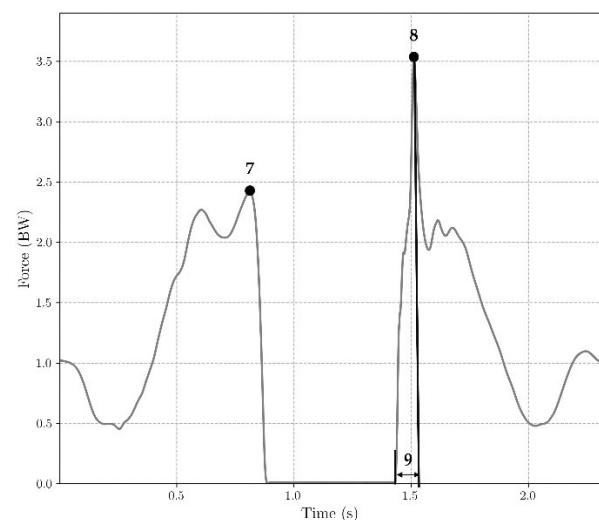
Data analysis was conducted on Python (3.9) and JASP (0.14.1.0). The beginning and end of each step were defined with a 50 N threshold [46]. Raw data were filtered using a low-pass Butterworth filter (100 Hz cutoff, third-order) for both the IS and FP. The mean force-time curve for the 50 steps was computed for the FP and the IS data to allow visual comparison. Kinetics and temporal parameters were extracted for each step and each CMJ according to the definitions presented in Table 1 and Figure 5. Loading Rate (LR) was calculated as the maximal value of the derivative of the vertical GRF (vertical instantaneous loading rate) [47]. Jump height (JH) was computed using flight time, according to the literature [48]. Normalization of force-time data for each subject's body weight (BW) was conducted to allow inter-subject comparisons.

Table 1. Description of kinetic and temporal vGRF parameters computed during running and countermovement jumps (CMJs).

Movement	Parameter	Description
Running	Fz1	Initial peak of the vertical GRF, normalized to BW.
	Fz2	Propulsive peak of the vertical GRF, normalized to BW.
	LR	Loading Rate, calculated as the maximal value of the derivative of the vertical GRF, in BW/s.
	Mean force	Mean vertical force value, normalized in BW.
	tFz1	Time from foot strike to Fz1 peak, in ms.
	tFz2	Time from foot strike to Fz2 peak, in ms.
	CT	Contact Time, time from foot strike to toe-off, in ms.
CMJ	FzTO	Maximal value of vertical GRF during the take-off phase of the CMJ, normalized to BW.
	FzLan	Maximal value of the vertical GRF during the landing phase of the CMJ, normalized to BW.
	tFzLan	Time from landing phase ground contact to FzLan, in ms
	JH	Jumping Height during the CMJ, in cm.



(a)



(b)

Figure 5. (a) Parameters measured for typical running movements: 1 = Fz1, 2 = Fz2, 3 = LR, 4 = tFz1, 5 = tFz2, 6 = CT; (b) Parameters measured for CMJs: 7 = FzTO, 8 = FzLan, 9 = tFzLan.

2.6.2. On-Field Experiment

Relative force-time curve data were computed using time of contact percentages to increase the validity of inter-conditions and inter-subject comparisons. Average force

pattern for each subject was computed for each running velocity condition (3, 4 and 5 m/s). The mean force pattern for each velocity was computed by averaging all subjects' curves for each velocity condition, despite the fact that this method could result in an attenuation of maximum peak values caused by the asynchronous appearances of these peaks over each subjects' pattern [46,49].

2.7. Statistical Analysis

2.7.1. Laboratory-Based Experiment

To assess the agreement between the IS and FP in the laboratory-based measurements, a two-way mixed model intraclass correlation coefficient ($ICC_{3,1}$) and corresponding 95% interval (CI) were calculated for each parameter. The higher the intraclass coefficient value, the greater the agreement between the two measurements. Values less than 0.50 are indicative of poor reliability, values between 0.50 and 0.75 indicate moderate reliability, values between 0.75 and 0.90 indicate good reliability and values greater than 0.90 indicate excellent reliability, according to the recommendations in existing literature [50]. Agreement between the two measurements was also examined with a Bland Altman plot analysis. This analysis is "a simple way to evaluate a bias between the mean differences, and to estimate an agreement interval, within which 95% of the differences of the second method, compared to the first one, fall" [51]. Limits of agreement (LOAs) were calculated (± 1.96 standard deviation of the mean differences between the two measurements) as well as ratio limits of agreement (RLOA) to express LOA as a percentage of mean value of each parameter [52].

2.7.2. On-Field Experiment

Mean and standard deviations were calculated for each parameter for each running velocity condition (3, 4 and 5 m/s), as in the study by Hamill et al. [49]. A repeated measures 1×7 multivariate analysis of variance (MANOVA) was performed with velocity and nGRF parameters. Correction for the violation of sphericity (Huynh–Feldt) was performed when needed. One-way repeated measures analysis of variance (ANOVA), with a post hoc Bonferroni correction was then conducted on each parameter if significant differences were found. Statistical analysis was conducted using a sample of values ($n = 292$) from each condition to ensure equal sample sizes among the three conditions. Statistical significance was set at $p < 0.05$.

3. Results

3.1. Laboratory-Based Experiment

FP and IS mean results and standard deviations for each parameter ($n = 50$) are presented in Table 2, as well as $ICC_{(3,1)}$ results and LOA.

Table 2. Force platform (FP) and instrumented shoe (IS) mean results with standard deviations, intraclass correlations (ICC) values, limits of agreement (LOA) and ratio of limits of agreement (RLOA) for running and countermovement jumps (CMJs).

Movement	Parameter	FP Mean \pm SD	IS Mean \pm SD	ICC $_{(3,1)}$ [95% CI]	Mean Diff (LOA) (Lower Lim, Upper Lim)	RLOA (%)
Running	Fz1 (BW)	1.52 \pm 0.32	1.45 \pm 0.31	0.97 [0.96, 0.98]	−0.06 (−0.2, 0.08)	−4.3
	Fz2 (BW)	2.02 \pm 0.09	2.05 \pm 0.11	0.89 [0.86, 0.92]	0.02 (−0.07, 0.12)	1.2
	LR (BW/s)	145.63 \pm 38.3	138.72 \pm 34.65	0.97 [0.96, 0.98]	−6.92 (−23.8, 9.94)	−4.9
	Mean force (BW)	1.26 \pm 0.05	1.25 \pm 0.05	0.86 [0.81, 0.89]	0.00 (−0.06, 0.05)	−0.5
	tFz1 (ms)	16.38 \pm 2.13	16.30 \pm 2.37	0.73 [0.65, 0.80]	−0.08 (−3.30, 3.13)	−0.5
	tFz2 (ms)	114.6 \pm 10.5	114.6 \pm 10.9	0.79 [0.73, 0.85]	0.00 (−13.55, 13.56)	0.0
	CT (ms)	278.59 \pm 13.82	279.15 \pm 13.3	0.97 [0.96, 0.97]	0.55 (−5.48, 6.60)	0.2
CMJ	FzTO (BW)	2.44 \pm 0.18	2.73 \pm 0.24	0.70 [0.51, 0.83]	0.29 (−0.03, 0.61)	11.3
	FzLan (BW)	3.20 \pm 0.51	3.18 \pm 0.52	0.94 [0.90, 0.97]	−0.03 (−0.37, 0.31)	−0.9
	tFzLan (ms)	80.17 \pm 15.58	84.14 \pm 15.37	0.81 [0.68, 0.89]	−3.97 (−14.58, 22.53)	4.8
	JH (cm)	30.15 \pm 4.03	29.89 \pm 4.02	1.00 [1.00, 1.00]	−0.26 (−0.55, 0.04)	−0.9

Results of the statistical analysis showed excellent agreement between the FP and the IS measurements for Fz1, LR, CT, FzLan and JH (ICC values: 0.9–1.0, RLOA values: −4.9–0.2%).

Good agreement was found for Fz2, mean force, tFz2 and tFzLan (ICC values > 0.75 and RLOA values: 0.0–4.8%) and moderate agreement was found for FzTO and tFz1 (ICC values > 0.70 and RLOA values: –0.5–11.3%)

Mean force pattern curve average upon the 50 running steps for each measurement method for one subject and an example of one CMJ force curve are presented in Figure 6.

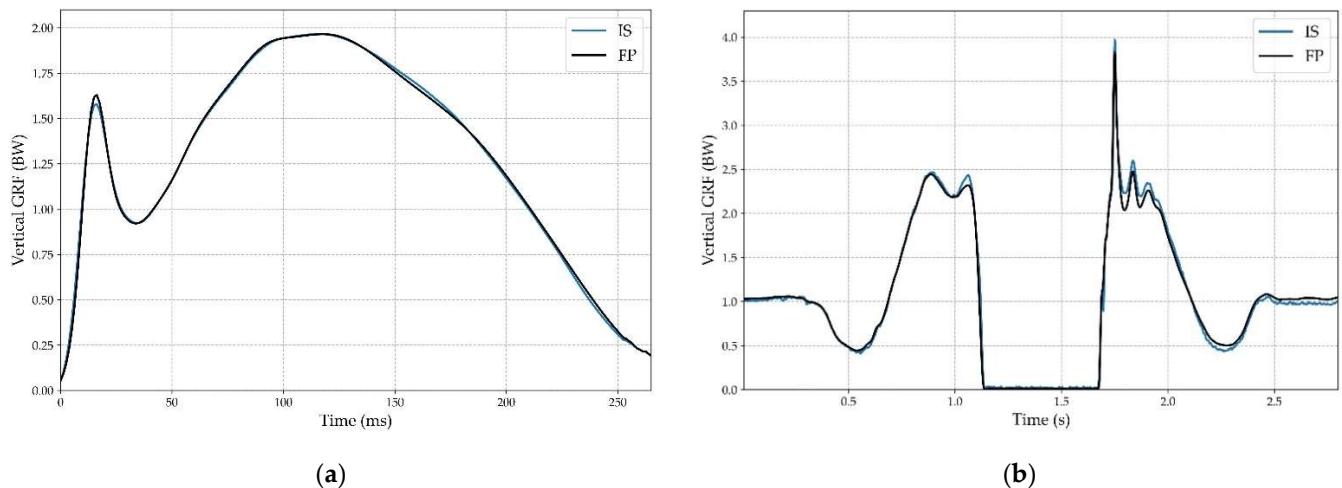


Figure 6. (a) Mean vertical ground reaction forces (GRF) vs. time curve computed for the 50 steps by the force platform (FP, black line) and mean normal ground reaction forces (nGRF) vs. time curve by the instrumented shoe (IS, blue line) for one subject; (b) Example of a vGRF and a nGRF curve from a CMJ (IS: blue line; FP: black line).

Regarding running patterns, results demonstrated very similar curves. CMJ patterns also showed great accordance between the two measurement methods except for a few overestimations from the IS, particularly at the end of the take-off phase.

3.2. On-Field Experiment

3.2.1. Running Movements

The total number of steps analyzed for all subjects was 446 for the 3 m/s condition, 393 for the 4 m/s condition and 292 for the 5 m/s condition. Results for each condition are presented in Table 3. Fz1 (and consequently, the corresponding tFz1) was not computed among the three subjects who demonstrated midfoot strike patterns—strike patterns characterized by touching the ground with studs located under the 1st and 5th metatarsals before the studs located at the heel.

Table 3. Mean nGRF and temporal parameters for each condition and corresponding F-ratios. LR = loading rate; CT = contact time; BW = body weight.

Parameter	3 m/s	4 m/s	5 m/s	F-Ratio
Fz1 (BW)	1.39 ± 0.44	1.66 ± 0.49	1.76 ± 0.55	19.24 ***
Fz2 (BW)	1.46 ± 0.39	1.64 ± 0.49	1.68 ± 0.49	19.40 ***
LR (BW/s)	80.01 ± 32.27	109.08 ± 39.46	137.07 ± 57.93	120.60 ***
Mean (BW)	0.99 ± 0.21	1.12 ± 0.27	1.14 ± 0.27	31.96 ***
tFz1 (ms)	32.13 ± 13.27	25.94 ± 5.57	22.05 ± 6.18	35.33 ***
tFz2 (ms)	89.92 ± 22.33	80.98 ± 20.23	66.22 ± 17.47	96.20 ***
CT (ms)	225.73 ± 36.37	197.46 ± 29.55	165.45 ± 25.93	272.35 ***

*** $p < 0.001$.

The MANOVA showed statistically significant differences between running velocities ($F = 73.72$; $p < 0.001$). One-way repeated measures ANOVA revealed a significant increase of LR and mean force for all velocity conditions ($p < 0.001$). Significant increases were also

found for Fz1 and Fz2 between the 3 m/s and the 5 m/s conditions ($p < 0.001$) but not between the 4 m/s and 5 m/s conditions ($p = 0.17$ for Fz1 and $p = 0.59$ for Fz2). Regarding the temporal parameters, significant decreases were found for tFz1, tFz2 and CT for all running velocities ($p < 0.001$).

Mean curves for each velocity condition are presented in Figure 7. Normal GRF are expressed against percentage of contact time to allow for inter-condition and inter-subject comparison, as stated previously.

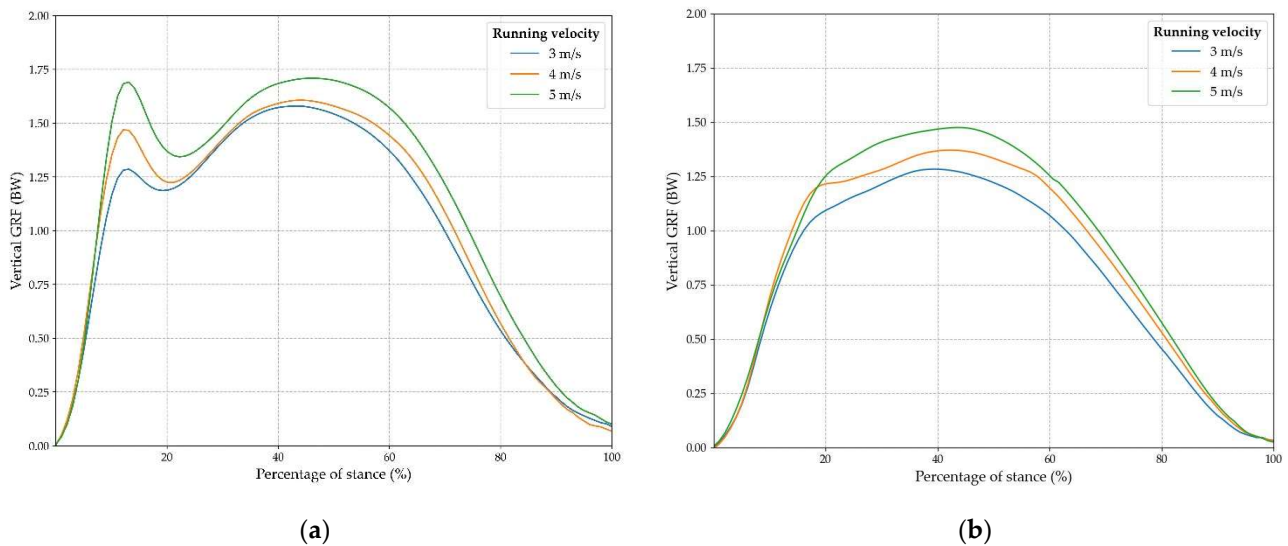


Figure 7. Mean normal GRF curves against percentage of contact time for each velocity condition for rearfoot runners (a) and midfoot runners (b).

3.2.2. Countermovement Jumps

Due to technical issues (one of the wires passing through the outsole was damaged during part of the experiment), results of CMJs were analyzed for only eight of the eleven subjects. Therefore, a total of 40 CMJs were analyzed in this part of the study. Mean nGRF parameters for these CMJs are presented in Table 4. As stated previously (Section 2.4.2), data presented in Table 4 are from one instrumented shoe only.

Table 4. Mean nGRF and temporal parameters for CMJs. JH = Jump height; BW = Body weight.

Parameter	Mean (\pm SD)
FzTO (BW)	0.78 \pm 0.45
FzLan (BW)	1.77 \pm 0.54
tFzLan (BW/s)	57.85 \pm 14.77
JH (cm)	33.65 \pm 5.92

4. Discussion

The aim of this study was to compare obtained nGRF data with IS to FP data—the gold standard to measure vGRF—in order to assess the validity of the IS. To the best of our knowledge, the current study is the first to collect nGRF directly on a football field with a large number of steps and without altering standard conditions of play.

Results demonstrated a very strong similarity between the FP and the IS measurements during the laboratory-based study. Similarly, results from the on-field experiment revealed a high degree of accordance with the existing literature [49,53–55].

Firstly, the laboratory-based experiment showed strong agreement between the two measurement methods for all parameters. Good to excellent intraclass correlation coefficients were found for force parameters (except for FzTO) as well as for temporal parameters (except for tFz1), according to Koo et al. [50]. The low ratios of limits of agreement also

highlight the fact that data from both disposals are similar. Thus, the IS may be considered a highly valid tool to measure vGRF.

More precisely, with regard to the running movements during the laboratory experiment, the GRF curve measured by the IS revealed some small differences for the impact-related parameters (Fz1, tFz1 and LR) in comparison to parameters measured by the FP. This could be explained by the fact that the studs measured nGRF in their own reference frame and that these values were compared to vGRF measured by the FP, as previously explained (Section 2.5). Consequently, during the impact phase, if a subject strikes the ground without a totally flat-foot position (i.e., a rearfoot or a forefoot runner), nGRF values would be different from vGRF values. In the future, the use of a marker-based motion capture system to determine the foot angle at ground strike could help verify this hypothesis. The pattern of CMJs demonstrated great accordance with the literature, showing a typical double peak in the take-off phase followed by a large landing force peak [56,57].

Secondly, results from the on-field experiment revealed a logical and significant increase of nGRF kinetic parameters in relation to running velocity. Subsequently, mean nGRF profiles showed great accordance with existing studies which measured vGRF on force platforms for similar running velocities [49,53–55]. However, the values of some parameters reported in this study were lower than in the literature. Indeed, Fz1 values were located between 1.39 and 1.76 BW (Table 3), whereas Cavanagh et al. reported a first peak above 2 BW [46] and Munro et al. found first peak values ranging from 1.57–2.32 BW for similar velocities [54]. This could be explained by higher shock absorption properties of the real football turf environment in comparison to the hard surfaces of force platforms employed in previous studies. Indeed, artificial turf shock absorption values must be located between 55–70% to comply with international regulations [58], whereas shock absorption values for track surfaces range from 35–50% [59] and asphalt or concrete values are below 2% [60]. Fz2 and LR values were also lower than those reported by Cavanagh et al. but were in accordance with Munro et al.'s findings (LR values: from 80.01–137.07 BW/s in the current study vs. 77.2–113 BW/s).

Normal GRF profiles relating to velocity were similar to patterns reported by Hamill et al., demonstrating an increase of Fz1 and Fz2 peaks in relation with running velocity [49]. The less pronounced first nGRF peak observed among midfoot strikers (Figure 7a) is in accordance with previous studies, with the typical force pattern of this type of runner being known for its absence of an initial first peak [46].

CMJ results obtained during the on-field experiment demonstrated a jump height similar to subjects with the same game level [61]. However, FzLan magnitude in the current study was lower (1.77 BW) than in the existing literature (6.0–9.9 BW) [62,63]. These differences could also be explained by shock absorption differences between the turf used in this study and the force platform used in the literature, as previously stated [58–60].

The IS may therefore be considered as a valid and reliable tool to directly measure vGRF on the field. As a perspective, this tool may be used to help coaches to efficiently monitor athletes' training load. Thus, performance analysts might be able to prevent overuse and non-contact injuries by minimizing the accumulation of players' acute and chronic fatigue. It may also help physiotherapists to more efficiently manage rehabilitation and return-to-play mechanisms, thus reducing probability of re-injury. Additionally, this innovative tool could be added to existing training monitoring metrics (distance covered, number of accelerations, etc.) to assess neuromuscular/running efficiency for example [20].

Although the results demonstrated great accordance between the two measurement methods, it is important to consider some limitations of the current study. Firstly, during the on-field experiment, some non-studded parts of the shoe (such as the outsole of the shoe) may have touched the ground. This may have caused a reduction in the force measured by the IS. However, higher forces have been obtained through the field study, compared to the laboratory study, which tempers this hypothesis. Another limitation of the current study was that fewer subjects ($n = 3$) participated in the laboratory-based experiment. However, this part of the study considered methodological comparisons rather than subject-related

comparisons. Finally, running velocities during the on-field experiment relied solely upon acoustic signals given to the subjects—the use of infrared timing gates would have allowed for more accurate velocity measurements.

In the future, this new technology could also be compared to in-shoe pressure systems, although these systems are known for their relative accuracy in force data measurement [64–66] due to the complex environment created by the shoe (i.e., temperature variability, creasing of sensor matrix).

5. Conclusions

This study aimed to assess the validity of an instrumented pair of football shoes as a device to measure vGRF. The results demonstrated that this tool is a highly valid device to obtain on-field vGRF. This innovative way of measuring vGRF represents a major development in this area of study, offering remarkable insight to coaches and physiotherapists to help quantify training load and detect stride imbalances.

6. Patents

Labbé R., Boucher J.-P., Blanchard S. (2018). *Instrumented studded shoe* (FRFR3086511A1). France. <https://patents.google.com/patent/FR3086511A1/en>, accessed on 28 September 2018.

Author Contributions: Conceptualization, A.K. and N.V.; Data curation, A.K. and J.-P.B.; Formal analysis, A.K., J.-P.B. and N.V.; Investigation, A.K.; Methodology, A.K.; Project administration, A.K.; Resources, R.L.; Software, A.K. and J.-P.B.; Supervision, N.V.; Validation, A.K.; Visualization, A.K.; Writing—original draft, A.K.; Writing—review and editing, A.K. and N.V. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the academic Research Ethics and Scientific Integrity Council (Université Paris-Saclay, 2021-170).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available on request from the corresponding author. The data are not publicly available due to commercial privacy policy.

Acknowledgments: The authors would like to thank Thomas Chevallier, Tim Nicolas, Eric Busquet and Yohan Leprince for their help during experiments.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Fédération Internationale de Football Association (FIFA). *FIFA Survey: Approximately 250 Million Footballers Worldwide*; FIFA: Zurich, Switzerland, 2001.
2. Fédération Internationale de Football Association (FIFA). *Professional Football Report 2019*; FIFA: Zurich, Switzerland, 2019.
3. Beachy, G.; Akau, C.K.; Martinson, M.; Olderr, T.F. High school sports injuries: A longitudinal study at Punahou School: 1988 to 1996. *Am. J. Sports Med.* **1997**, *25*, 675–681. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Hawkins, R.D.; Fuller, C.W. A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *Br. J. Sports Med.* **1999**, *33*, 196–203. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Powell, J.W.; Barber-Foss, K.D. Injury Patterns in Selected High School Sports: A Review of the 1995-1997 Seasons. *J. Athl. Train.* **1999**, *34*, 277–284. [[PubMed](#)]
6. Schmikli, S.L.; de Vries, W.R.; Inklaar, H.; Backx, F.J.G. Injury prevention target groups in soccer: Injury characteristics and incidence rates in male junior and senior players. *J. Sci. Med. Sport* **2011**, *14*, 199–203. [[CrossRef](#)]
7. Bengtsson, H.; Ekstrand, J.; Häggglund, M. Muscle injury rates in professional football increase with fixture congestion: An 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *Br. J. Sports Med.* **2013**, *47*, 743–747. [[CrossRef](#)]
8. Häggglund, M. *Epidemiology and Prevention of Football Injuries*; Linköping University: Linköping, Sweden, 2007; ISBN 9789185715510.
9. Ekstrand, J.; Häggglund, M.; Kristenson, K.; Magnusson, H.; Waldén, M. Fewer ligament injuries but no preventive effect on muscle injuries and severe injuries: An 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *Br. J. Sports Med.* **2013**, *47*, 732–737. [[CrossRef](#)]

10. Alentorn-Geli, E.; Myer, G.D.; Silvers, H.J.; Samitier, G.; Romero, D.; Lázaro-Haro, C.; Cugat, R. Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **2009**, *17*, 705–729. [[CrossRef](#)]
11. Behan, F.P.; Willis, S.; Pain, M.T.G.; Folland, J.P. Effects of football simulated fatigue on neuromuscular function and whole-body response to disturbances in balance. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* **2018**, *28*, 2547–2557. [[CrossRef](#)]
12. Gutierrez, G.M.; Jackson, N.D.; Dorr, K.A.; Margiotta, S.E.; Kaminski, T.W. Effect of fatigue on neuromuscular function at the ankle. *J. Sport Rehabil.* **2007**, *16*, 295–306. [[CrossRef](#)]
13. Verschueren, J.; Tassignon, B.; De Pauw, K.; Proost, M.; Teugels, A.; Van Cutsem, J.; Roelands, B.; Verhagen, E.; Meeusen, R. Does Acute Fatigue Negatively Affect Intrinsic Risk Factors of the Lower Extremity Injury Risk Profile? A Systematic and Critical Review. *Sport. Med.* **2020**, *50*, 767–784. [[CrossRef](#)]
14. Waldén, M.; Häggglund, M.; Ekstrand, J. Football injuries during European Championships 2004–2005. *Knee Surgery Sport. Traumatol. Arthrosc.* **2007**, *15*, 1155–1162. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Dupont, G.; Nedelec, M.; McCall, A.; McCormack, D.; Berthoin, S.; Wisløff, U. Effect of 2 soccer matches in a week on physical performance and injury rate. *Am. J. Sports Med.* **2010**, *38*, 1752–1758. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
16. Gabbett, T.J. The training—*injury prevention paradox*: Should athletes be training smarter *and* harder? *Br. J. Sports Med.* **2016**, *50*, 273–280. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
17. Häggglund, M.; Waldén, M.; Ekstrand, J. Injury incidence and distribution in elite football—A prospective study of the Danish and the Swedish top divisions. *Scand. J. Med. Sci. Sport.* **2005**, *15*, 21–28. [[CrossRef](#)]
18. Ekstrand, J.; Waldén, M.; Häggglund, M. Hamstring injuries have increased by 4% annually in men’s professional football, since 2001: A 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *Br. J. Sports Med.* **2016**, *50*, 731–737. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
19. Vanrenterghem, J.; Nedergaard, N.J.; Robinson, M.A.; Drust, B. Training Load Monitoring in Team Sports: A Novel Framework Separating Physiological and Biomechanical Load-Adaptation Pathways. *Sport. Med.* **2017**, *47*, 2135–2142. [[CrossRef](#)]
20. Buchheit, M.; Simpson, B.M. Player tracking technology: Half-full or half-empty glass? *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2016**, *12* (Suppl. S2), S235–S241. [[CrossRef](#)]
21. Jennings, D.; Cormack, S.; Coutts, A.J.; Boyd, L.; Aughey, R.J. The Validity and Reliability of GPS Units for Measuring Distance in Team Sport Specific Running Patterns. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2010**, *5*, 328–341. [[CrossRef](#)]
22. Buchheit, M.; Gray, A.; Morin, J.B. Assessing stride variables and vertical stiffness with GPS-embedded accelerometers: Preliminary insights for the monitoring of neuromuscular fatigue on the field. *J. Sport. Sci. Med.* **2015**, *14*, 698–701.
23. Aughey, R.J. Applications of GPS technologies to field sports. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2011**, *6*, 295–310. [[CrossRef](#)]
24. Scott, M.; Scott, T.; Kelly, V. The validity and reliability of global positioning systems in team sport: A brief review. *J. Strength Cond. Res.* **2016**, *30*, 1470–1490. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
25. Portas, M.D.; Harley, J.A.; Barnes, C.A.; Rush, C.J. The validity and reliability of 1-Hz and 5-Hz Global Positioning Systems for linear, multidirectional, and soccer-specific activities. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* **2010**, *5*, 448–458. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
26. Halson, S.L. Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. *Sport. Med.* **2014**, *44*, 139–147. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
27. Ballal, M.S.; Usueli, F.G.; Montrasio, U.A.; Molloy, A.; La Barbera, L.; Villa, T.; Banfi, G. Rotational and peak torque stiffness of rugby shoes. *Foot* **2014**, *24*, 107–110. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Galbusera, F.; Tornese, D.Z.; Anasetti, F.; Bersini, S.; Volpi, P.; La Barbera, L.; Villa, T. Does soccer cleat design influence the rotational interaction with the playing surface? *Sport. Biomech.* **2013**, *12*, 293–301. [[CrossRef](#)]
29. Wannop, J.W.; Luo, G.; Stefanyshyn, D.J. Footwear traction at different areas on artificial and natural grass fields. *Sport. Eng.* **2012**, *15*, 111–116. [[CrossRef](#)]
30. Grund, T.; Senner, V. Traction behavior of soccer shoe stud designs under different game-relevant loading conditions. *Procedia Eng.* **2010**, *2*, 2783–2788. [[CrossRef](#)]
31. Kuhlman, S.; Sabick, M.; Pfeiffer, R.; Cooper, B.; Forhan, J. Effect of loading condition on the traction coefficient between shoes and artificial turf surfaces. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sport. Eng. Technol.* **2010**, *224*, 155–165. [[CrossRef](#)]
32. Lambson, R.B.; Barnhill, B.S.; Higgins, R.W. Football Cleat Design and Its Effect Anterior Cruciate Ligament Injuries Prospective Study. *Am. J. Sports Med.* **1996**, *24*, 155–159. [[CrossRef](#)]
33. McNitt, S.A.; Middour, O.R.; Waddington, V.D. Development and Evaluation of a Method to measure Traction on Turfgrass surfaces. *J. Test. Eval.* **1997**, *25*, 99–107.
34. Schrier, N.M.; Wannop, J.W.; Lewinson, R.T.; Worobets, J.; Stefanyshyn, D. Shoe traction and surface compliance affect performance of soccer-related movements. *Footwear Sci.* **2014**, *6*, 69–80. [[CrossRef](#)]
35. Torg, J.S.; Quedenfeld, T.C.; Landau, S. The shoe-surface interface and its relationship to football knee injuries. *Am. J. Sports Med.* **1974**, *2*, 261–269. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Twomey, D.M.; Connell, M.; Petrass, L.; Otago, L. The effect of stud configuration on rotational traction using the studded boot apparatus. *Sport. Eng.* **2013**, *16*, 21–27. [[CrossRef](#)]
37. Villwock, M.R.; Meyer, E.G.; Powell, J.W.; Fouty, A.J.; Haut, R.C. Football playing surface and shoe design affect rotational traction. *Am. J. Sports Med.* **2009**, *37*, 518–525. [[CrossRef](#)]
38. Sterzing, T.; Hennig, E.M. The Influence of Friction Properties of Shoe Upper Materials on Kicking Velocity in Soccer. *J. Biomech.* **2007**, *40*, S195. [[CrossRef](#)]

39. Kaila, R. Influence of modern studded and bladed soccer boots and sidestep cutting on knee loading during match play conditions. *Am. J. Sports Med.* **2007**, *35*, 1528–1536. [[CrossRef](#)]
40. Müller, C.; Sterzing, T.; Lange, J.; Milani, T.L. Comprehensive evaluation of player-surface interaction on artificial soccer turf. *Sport. Biomech.* **2010**, *9*, 193–205. [[CrossRef](#)]
41. Smith, N.; Dyson, R.; Janaway, L. Ground reaction force measures when running in soccer boots and soccer training shoes on a natural turf surface. *Sport. Eng.* **2010**, *7*, 159–167. [[CrossRef](#)]
42. Labbé, R.; Boucher, J.-P.; Blanchard, S. Instrumented shoe with studs. 2018, France. Available online: <https://patents.google.com/patent/FR3086511A1/en> (accessed on 28 September 2018).
43. Arendse, R.E.; Noakes, T.D.; Azevedo, L.B.; Romanov, N.; Schweltnus, M.P.; Fletcher, G. Reduced Eccentric Loading of the Knee with the Pose Running Method. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2004**, *36*, 272–277. [[CrossRef](#)]
44. FFF. *Règlement des Terrains et Installations Sportives*; FFF: Clairefontaine, France, 2014.
45. Oudshoorn, B.; Driscoll, H.; Dunn, M.; Senior, T.; James, D. Development of a test method for assessing laceration injury risk of individual cleats during game-relevant loading conditions†. *Footwear Sci.* **2018**, *10*, 1–10. [[CrossRef](#)]
46. Cavanagh, P.R.; Lafortune, M.A. Ground reaction forces in distance running. *J. Biomech.* **1980**, *13*, 397–406. [[CrossRef](#)]
47. Breine, B.; Malcolm, P.; Galle, S.; Fiers, P.; Frederick, E.C.; De Clercq, D. Running speed-induced changes in foot contact pattern influence impact loading rate. *Eur. J. Sport Sci.* **2018**, *19*, 774–783. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
48. Dias, J.A.; Pupo, J.D.; Reis, D.C.; Borges, L.B.; Moro, A.R.P.; Noé, B.G. Validity of two methods for estimation of vertical jump height. *J. Strength Cond. Res.* **2011**, *25*, 2034–2039. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
49. Hamill, J.; Bates, B.T.; Knutzen, K.M.; Sawhill, J.A. Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. *Hum. Mov. Sci.* **1983**, *2*, 47–56. [[CrossRef](#)]
50. Koo, T.K.; Li, M.Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J. Chiropr. Med.* **2016**, *15*, 155–163. [[CrossRef](#)]
51. Giavarina, D. Understanding Bland Altman analysis. *Biochem. Medica* **2015**, *25*, 141–151. [[CrossRef](#)]
52. Kluitenberg, B.; Bredeweg, S.W.; Zijlstra, S.; Zijlstra, W.; Buist, I. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC Musculoskelet. Disord.* **2012**, *13*, 235. [[CrossRef](#)]
53. Cavanagh, P.R. The Biomechanics of Lower Extremity Action in Distance Running. *Foot Ankle Int.* **1987**, *7*, 197–217. [[CrossRef](#)]
54. Munro, F.; Miller, D.I.; Fuglevand, A.J. Reaction Forces in Running: A reexamination. *J. Biomech.* **1987**, *20*, 147–155. [[CrossRef](#)]
55. Nilsson, J.; Thorstensson, A. Ground Reaction Forces At Different Speeds of Human Walkin and Running.Pdf. *Acta Physiol.* **1989**, *136*, 217–227. [[CrossRef](#)]
56. Harry, J.R.; Barker, L.A.; Mercer, J.A.; Dufek, J.S. Vertical and Horizontal Impact Force Comparison during Jump Landings with and Without Rotation in NCAA Division i Male Soccer Players. *J. Strength Cond. Res.* **2017**, *31*, 1780–1786. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
57. McHugh, M.P.; Hickok, M.; Cohen, J.A.; Virgile, A.; Connolly, D.A.J. Is there a biomechanically efficient vertical ground reaction force profile for countermovement jumps? *Transl. Sport. Med.* **2021**, *4*, 138–146. [[CrossRef](#)]
58. FIFA. *FIFA Quality Programme for Football Turf: Handbook of Test Methods*; FIFA: Zurich, Switzerland, 2015.
59. IAAF. *IAAF Certification System Track and Runway Synthetic Surface Testing Specifications*; IAAF: Monaco, Monaco, 2016.
60. Colino, E.; Felipe, J.L.; Van Hooren, B.; Gallardo, L.; Meijer, K.; Lucia, A.; Lopez-Fernandez, J.; Garcia-Unanue, J. Mechanical properties of treadmill surfaces compared to other overground sport surfaces. *Sensors* **2020**, *20*, 3822. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
61. Navarro-santana, M.J.; Asín-izquierdo, I.; Gómez-chiguano, G.F.; Albert-lucena, D.; Plaza-manzano, G.; Pérez-silvestre, Á.; Asín-izquierdo, I.; Gómez-chiguano, G.F.; Albert-lucena, D. Effects of two exercise programmes on joint position sense, dynamic balance and countermovement jump in male amateur football players. A randomised controlled trial. *J. Sports Sci.* **2020**, *38*, 2620. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
62. McClay, I.S.; Robinson, J.R.; Andriacchi, T.P.; Frederick, E.C.; Gross, T.; Martin, P.; Valiant, G.; Williams, K.R.; Cavanagh, P.R. A Profile of Ground Reaction Forces in Professional Basketball. *J. Appl. Biomech.* **1994**, *10*, 222–236. [[CrossRef](#)]
63. Ortega, D.R.; Bies, E.C.R.; Berral de la Rosa, F.J. Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *J. Sport. Sci. Med.* **2010**, *9*, 282–287.
64. Barnett, S.; Cunningham, J.L.; Steven, W. A Comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform Sue. *Clin. Biomech.* **2001**, *16*, 353–357. [[CrossRef](#)]
65. DeBerardinis, J.; Dufek, J.S.; Trabia, M.B.; Lidstone, D.E. Assessing the validity of pressure-measuring insoles in quantifying gait variables. *J. Rehabil. Assist. Technol. Eng.* **2018**, *5*, 205566831775208. [[CrossRef](#)]
66. Renner, K.E.; Blaise Williams, D.S.; Queen, R.M. The reliability and validity of the Loadsol® under various walking and running conditions. *Sensors* **2019**, *19*, 265. [[CrossRef](#)]