

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE REIMS CHAMPAGNE-ARDENNE

Discipline : MÉCANIQUE DES SOLIDES, GÉNIE MÉCANIQUE, PRODUCTIQUE, TRANSPORT ET GÉNIE CIVIL

Présentée et soutenue publiquement par

Thomas PROVOT

Le 1er décembre 2016

APPORT DE L'ACCÉLÉROMÉTRIE POUR L'ÉTUDE QUANTIFIÉE DES DÉRIVES MÉCANIQUES DE LA COURSE À PIED FACE À LA FATIGUE

Thèse dirigée par **Fabrice BOLAERS** et **Xavier CHIEMENTIN**

JURY

M. Jean-Luc DION,	, Professeur,	SUPMECA, Inst, Sup. Méca, Paris,	, Président
M. Mohamed EL BADAoui,	, Professeur,	à l'Université de Saint Etienne Jean Monnet,	, Rapporteur
M. Roger SERRA,	, Maître de Conférences HDR,	INSA Centre Val de Loire,	, Rapporteur
M. Fabrice BOLAERS,	, Maître de Conférences HDR,	à l'Université Reims Champagne-Ardenne,	, Examineur
M. Xavier CHIEMENTIN,	, Maître de Conférences HDR,	à l'Université Reims Champagne-Ardenne,	, Examineur
M. Jean-Paul DRON,	, Professeur,	à l'Université Reims Champagne-Ardenne,	, Examineur
M. Georges KOUROUSSIS,	, Maître de Conférences HDR,	à l'Université Mons-Hainaut, Belgique,	, Examineur
Mme. Isabelle TITEUX-PETH,	, Professeur,	à l'Université Reims Champagne-Ardenne,	, Examineur



*"On a toujours tort d'essayer d'avoir raison devant des gens qui ont toutes les bonnes
raisons de croire qu'ils n'ont pas tort!"*
Raymond DEVOS

Résumé

La fatigue est un phénomène bien connu dans le monde du sport provoquant une chute des performances et une augmentation du risque de blessures. La communauté scientifique s'intéresse donc à la quantification de ce phénomène au moyen de différents outils d'analyse du mouvement. Cependant certains sports comme la course à pied soumettent les athlètes à des sollicitations mécaniques violentes impactant fortement sur leur santé et leurs performances. Ces sollicitations se traduisent souvent par des chocs importants, un nombre de cycles élevé et sont accompagnées de postures complexes du corps. Les outils d'analyse du mouvement ne sont alors pas toujours adaptés pour la mesure de ces données ni à l'étude du mouvement de l'athlète dans des conditions réelles de pratique. L'accélération apparaît alors comme une caractéristique riche en informations. Elle peut permettre de mesurer et d'analyser la pratique de la course à pied afin de quantifier la dérive de la réponse mécanique du corps humain. Par la validation d'outils issus de l'accélérométrie, ces travaux de thèse permettront d'étudier les phénomènes mécaniques intervenant durant la pratique de la course à pied afin de quantifier et prédire leurs effets sur les phénomènes de fatigue des athlètes.

Mots Clés : Accélérométrie, exposition vibratoire, course à pied, centrale inertielle, fatigue.

Abstract

Fatigue is a well known phenomenon in the sports world causing a decrease of performance and an increase of injury risk. The scientific community is therefore concerned with the quantification of this phenomenon using different motion analysis tools. However some sports like running inflict violent mechanical loads to the athletes strongly impacting their health and performance. These loads frequently result in significant shocks, a high number of cycles and are accompanied by complex postures of the body. The motion analysis tools are then not always suitable for the measurement of this information or to study the athlete's movement in real conditions of practice. The acceleration then appears as a feature rich in information. It can allow to measure and analyze the practice of running in order to quantify the drift of the mechanical response of the human body. By validating accelerometric tools, these thesis works will allow to study the mechanical phenomena intervening in the practice of running in order to quantify and predict their effects on the athlete's fatigue.

Keywords : Accelerometry, vibration exposure, running, inertial measurement unit, fatigue.

Remerciements

Je tiens tout d'abord à remercier les membres du jury : Pr. Jean-Luc DION de SUPMECA Paris pour avoir accepté de présider le jury ; Pr. Mohamed EL BADAoui de l'université Jean Monnet à Roanne, expert en traitement du signal pour le groupe Safran et Dr. Roger SERRA de l'INSA Centre Val de Loire pour la qualité de votre évaluation en tant que rapporteur ; Pr. Jean-Paul DRON de l'université de Reims Champagne-Ardenne, Dr. Georges KOUROUSSIS de l'université de Mons et Pr. Isabelle TITEUX-PETH de l'université de Reims Champagne-Ardenne pour avoir accepté d'être examinateurs ; ainsi que M. Gabriel HUREAUX représentant de neXXtep Technologies pour son expertise en tant qu'industriel.

Je remercie mes directeurs. Merci à Fabrice BOLAERS pour ton aide au cours de cette thèse, pour la subtilité de tes remarques qui m'ont évité de foncer tête baissée, merci aussi de m'avoir permis de découvrir le monde de la recherche académique dans toute son envergure et de m'avoir laissé goûter aux joies de l'enseignement. Un grand merci à Xavier CHIEMENTIN, pour ta disponibilité et ta recherche constante d'excellence qui m'ont permis de présenter aujourd'hui un travail méticuleux. Je souhaite aussi et surtout te remercier pour ta folie, tes mails à 22h30, pour ta considération en tant que collègue, pour tout ce que tu m'as appris de la recherche, du monde académique et pour ma vie professionnelle.

Je tiens à remercier l'équipe de neXXtep Technologies. Merci à M. Grégoire VITRY pour m'avoir embarqué dans cette aventure et à MM. Emeric OUDIN et Gabriel HUREAUX pour m'avoir permis de la clôturer. Merci surtout à l'équipe de grands malades, à ceux qui sont passés par cette boîte et ceux qui y sont toujours : Jojo, Axel, Ayoub, Hasan, Julien V., Julien M., Kéké, Mika, Gauthier, Mathieu, Flo...

Merci à l'ensemble du laboratoire GRESPI et son directeur Pr. Guillaume POLIDORI. Merci à toutes les équipes et notamment à mon équipe d'accueil. Merci au responsable de cette dernière, Jean-Paul DRON, pour son aide et sa gentillesse. Merci au personnel du laboratoire : Naima BAABOUCHE pour nous aider à comprendre ce joyeux bordel qu'est la compta de l'URCA, et cela toujours avec le sourire ; Jonathan LORENTZ pour sa disponibilité et son implication.

Je souhaite remercier toutes les personnes que j'ai eu l'occasion de torturer sur mon tapis de course. Ces travaux n'existeraient tout simplement pas sans vous et votre passion pour la course. Merci pour vos remarques et votre disponibilité.

Je souhaite remercier la micro-équipe de la halle avec qui j'ai partagé mon quotidien. Un grand merci à Patrick JUPILLAT pour la bonne humeur offerte chaque matin lorsque j'arrivais au laboratoire et tout au long de la journée. Merci à Samuel CREQUY pour ton aide, tes conseils ta bonne humeur mais aussi pour ta folie qui accompagne admirablement bien celle de Xavier. Un grand merci à Marcela MUNERA pour ton aide et tes conseils bien sûr, mais aussi pour être une amie fidèle et d'une motivation sans faille, le labo est bien calme depuis que tu ne cours plus dans les couloirs pour débouler dans mon bureau.

Merci à l'équipe des doctorants et des post-docs, les anciens comme les nouveaux. Je souhaite par ailleurs à ces derniers d'avoir autant de chance que moi et d'intégrer une équipe non pas de collègues mais d'amis. Merci à Ayao pour ta gentillesse, à Moussa pour ta joie de vivre, à Nico pour tes conseils, à Fabien pour avoir fait de nous la grande famille des doctorants, à Wael... pour les bières, à Rabeb pour ta méchanceté, à Gary pour les vrais cafés, à Clarisse pour les runs, à N'Yimanne pour ta détermination, à Ibrahim pour tes points de vues... Merci à l'équipe libanaise Patricia, Carmen, Tala, Georges I et Georges II... Merci à ceux de la halle Anoop, Yessine, Rim, Dalila, Harrit, Oualid, Hichem, Iva... Merci à l'équipe vietnamienne Phuc, Giang, Thong... Merci aux post-docs Valentin et Mohammed... Enfin merci aux adoptés d'autres labos Manel, Amina et Muhannad... Je souhaite remercier aussi les stagiaires qui ont intégré notre petite équipe durant l'espace de quelques mois. Merci à Martial, Benjamin, Jean-Baptiste et Aymeric... Merci à vous tous pour les p'tits dej' du vendredi, les cafés, les foots, les repas internationaux, les discussions...

Enfin un grand merci à ma famille, mon équipe de relecture. Maman, Papa, merci de m'avoir soutenu dans mes projets même dans les moments les plus difficiles. Cette thèse c'est un peu la vôtre... parce que si on y réfléchit bien, toute mon intelligence vient de vous. Merci à Nicolas, si j'en suis là aujourd'hui c'est parce que, comme mon grand frère, j'ai voulu être curieux. Enfin merci à Cyrielle, tu m'as permis de sortir la tête de l'eau, tu m'as montré au cours de ces dernières années qu'il n'y avait pas que la thèse et cela m'a permis d'aller jusqu'au bout... finalement ch'uis pas une pomme !

Table des matières

Résumé	5
Abstract	7
Remerciements	9
Notations et Abréviations	15
Introduction générale	17
1 Place de l'accélérométrie dans le sport.	21
1.1 Contexte	21
1.2 L'analyse du mouvement	22
1.2.1 Qu'est ce que l'analyse du mouvement ?	22
1.2.2 Quels sont les outils pour la capture du mouvement ?	25
1.2.3 L'analyse du mouvement par l'accélérométrie	27
1.3 L'étude des vibrations	29
1.3.1 Qu'est-ce que la vibration ?	29
1.3.2 Effet des vibrations sur la santé	33
1.3.3 Normes et directives pour l'évaluation de l'exposition aux vibrations .	34
1.4 L'instrumentation au service de l'accélérométrie	39
1.4.1 Principes de fonctionnement d'un accéléromètre	40
1.4.2 Norme ISO 8041 - Réponse des individus aux vibrations. Appareillage de mesure.	43
1.4.3 Technologies actuelle des accéléromètres	44
1.4.4 Réalité de la mesure	45
1.5 Conclusion	46
2 Analyse quantifiée de la course à pied : principes et théorie.	49
2.1 Contexte	49
2.2 La foulée en course à pied	50
2.2.1 Les différents types de foulées	50
2.2.2 Le cycle de foulée	52
2.2.3 Déterminer des événements de la foulée	53
2.3 Modélisation mécanique de la course à pied	56
2.3.1 Revue de la littérature	56

2.3.2	Description du modèle masse-ressort uni-axial	58
2.3.3	Description du modèle masse-ressort bi-axial	61
2.4	La fatigue en course à pied	63
2.4.1	Définition de la fatigue	63
2.4.2	Expression de la fatigue	64
2.4.3	Études de la fatigue en course à pied	66
2.5	Conclusion	71
3	Étude d'une centrale inertielle pour la quantification accélérométrique de la course à pied.	73
3.1	Contexte	73
3.1.1	Contraintes liées au sport	73
3.1.2	Choix du capteur	75
3.1.3	Particularité de l'accéléromètre de la centrale inertielle	77
3.2	Validation sur pot	77
3.2.1	Matériels	77
3.2.2	Protocoles	78
3.2.3	Analyse des données	79
3.2.4	Résultats et discussions	80
3.3	Validation en condition de course	82
3.3.1	Méthode	82
3.3.2	Protocoles	84
3.3.3	Analyse des données	85
3.3.4	Résultats et discussions	85
3.4	Conclusions	89
4	Développement d'indicateurs quantifiant le paramétrage de course à pied	91
4.1	Matériel et méthode	92
4.1.1	Panel de sujet	92
4.1.2	Équipement	92
4.1.3	Définition des indicateurs	92
4.2	Répétabilité des Indicateurs	99
4.2.1	Protocole	99
4.2.2	Traitement des données	99
4.2.3	Résultats et discussions	99
4.3	Influence de la vitesse	104
4.3.1	Protocole	104
4.3.2	Traitement des données	105
4.3.3	Résultats et discussions	105
4.4	Conclusion	114
5	Étude des dérives mécaniques du coureur face à la fatigue par approche accélérométrique.	115
5.1	Matériel et méthode	116
5.1.1	Sujet et équipement	116

5.1.2	Choix du protocole de fatigue	117
5.1.3	Indicateurs et traitement de données	121
5.1.4	Tendances et résultats	125
5.2	Développement d'un modèle de fatigue	125
5.2.1	Régression linéaire multiple pas à pas	125
5.2.2	Résultats et discussions du modèle de fatigue	129
5.2.3	Optimisation	132
5.3	Critère de fatigue et optimisation générale	134
5.3.1	Définition d'un critère de fatigue	134
5.3.2	Modèles Lo-Ti-Pi	136
5.3.3	Discussions générales	141
5.4	Conclusion	141
Conclusion générale et Perspectives		143
Table de figures		149
Liste des tableaux		155
Références		159
A Rappels statistiques		171
A.1	Valeur de p	171
A.2	Test de Friedman	171
A.3	Test de Bravais-Pearson	172
A.4	Test de Fischer	172
A.5	Test de Shapiro-Wilk	172
B Détails mathématiques des 24 indicateurs		173
B.1	Indicateurs temporels déterminés sur le signal complet	173
B.2	Indicateur fréquentiel déterminé sur le spectre du signal complet	174
B.3	Indicateurs temporels moyens déterminés sur les signaux de foulées	175
B.4	Indicateurs fréquentiels moyens déterminés sur le spectre des signaux de foulées	177
C Résultats de l'étude : Validité d'indicateurs et influence du paramétrage de la course.		179
C.1	Résultats test de répétabilité	179
C.2	Résultats test influence de la vitesse de course	179

Notations et Abréviations

t	Temps
f	Fréquence
Δt	Intervalle de temps
A	Accélération
\vec{A}	Vecteur accélération
V	Vitesse
ΔV	Intervalle de vitesse
X	Déplacement
m	Masse
\vec{F}_{ext}	Vecteur des forces extérieures
g	Accélération de la pesanteur terrestre
HAV	Hand-Arm Vibration
WBV	Whole-Body Vibration
VWF	Vibration-induced White Finger
$MEMS$	Micro Electro Mechanical System
RFS	Rear-Foot Strike
MFS	Mid-Foot Strike
FFS	Fore-Foot Strike
FFT	Fast Fourier Transform
Lo	Lombaire
Ti	Tibia
Pi	Pied
H_{1344}	Centrale inertielle échantillonnée à $1344Hz$
H_{400}	Centrale inertielle échantillonnée à $400Hz$
R_{400}	Référence associée à H_{400}
R_{1344}	Référence associée à H_{1344}
CV	Coefficient de variation
r^2	Coefficient de corrélation
$C(f)$	Cohérence spectrale
p	Probabilité statistique
Exa	Taux d'exactitude
$RMSE$	Root Mean Square Error

<i>RMS</i>	Valeur efficace
<i>Kur</i>	Kurtosis
<i>Max</i>	Maximum
<i>Min</i>	Minimum
t_{3g}	Temps passé au-delà de $3g$
$T_{l/p}$	Transmissibilité entre les lombaires et le pied
$T_{t/p}$	Transmissibilité entre le tibia et le pied
a_w	Accélération efficace pondérée
a_v	Valeur totale des accélérations efficaces pondérées (cas <i>WBV</i>)
a_{hv}	Valeur totale des accélérations efficaces pondérées (cas <i>HAV</i>)
<i>A(8)</i>	Exposition quotidienne aux vibrations
<i>ET</i>	Énergie totale
<i>tmf</i>	Temps de foulée
<i>fmf</i>	Fréquence de foulée
<i>nf</i>	Nombre de foulée
t_a	Temps d'appui
t_{am}	Temps d'appui mécanique
t_{ap}	Temps d'appui physiologique
t_s	Temps de suspension
t_{sm}	Temps de suspension mécanique
t_{sp}	Temps de suspension physiologique
V_c	Vitesse moyenne de course
F_{max}	Force maximale de réaction d'un ressort
Δx	Déplacement vertical maximal d'un ressort
L	Longueur d'un ressort
Δl	Déplacement maximal d'un ressort
k_{vert}	Raideur verticale
K_m^{vert}	Raideur verticale mécanique
K_p^{vert}	Raideur verticale physiologique
k_{jambe}	Raideur de la jambe
K_m^{jamb}	Raideur de la jambe mécanique
K_p^{jamb}	Raideur de la jambe physiologique
E_{am}	Énergie d'appui mécanique
E_{sm}	Énergie de suspension mécanique
E_{ap}	Énergie d'appui physiologique
E_{sp}	Énergie de suspension physiologique
f_{ap}^{med}	Fréquence médiane d'appui physiologique
t_{lim}	Durée limite d'un exercice physique
$T_{\%}$	Pourcentage de la durée limite d'un exercice physique

Introduction générale

Les domaines de la santé et du sport souhaitent garantir la sécurité tout en conservant la performance des individus. Pour ce faire, la communauté scientifique s'intéresse aux différentes sollicitations pouvant impacter le corps humain. Les accélérations et les vibrations, dues à leurs expositions prolongées, font parties de ces sollicitations bien connues pouvant affecter les individus. L'exposition humaine aux vibrations se retrouve au quotidien dans le domaine du travail. Les acteurs du monde professionnel se doivent de respecter la mesure et l'évaluation des vibrations afin de garantir des limites d'exposition.

Contrairement au domaine du travail où la mesure, l'analyse et la limitation de l'exposition aux vibrations sont maîtrisées, le domaine sportif ne fait que très rarement le lien entre les sollicitations vibratoires et les différents troubles rencontrés. Parallèlement l'étude de la santé et de la performance des athlètes se fait au moyen d'étude des phénomènes de fatigue. Ceux-ci sont considérés comme directement liés à l'apparition des blessures chez le sportif. Cette approche différente permet de s'orienter vers des outils tels que l'analyse vibratoire et de proposer une confrontation d'indicateurs et de critères entre ceux des mondes professionnel et sportif.

Les travaux de thèse s'appuieront donc sur l'analyse vibratoire associée au monde de la santé professionnelle afin de la transposer au domaine du sport en fonction des différentes contraintes liées à la pratique d'activités sportives. Les deux premiers chapitres présenteront les bases théoriques et bibliographiques liées à l'accélérométrie dans le domaine du sport et à l'analyse quantifiée de la course à pied.

Le chapitre 1 s'inscrit dans un cadre normatif de l'exposition des individus aux vibrations, notamment associé au domaine professionnel. Ce chapitre introduit la transmission des vibrations au corps humain, les différents facteurs impactant sur leur gravité et les effets pathologiques qu'elles peuvent engendrer. Ces bases permettront

de comprendre les différentes normes et directives qui sont aujourd'hui appliquées pour l'exposition professionnelle des individus aux vibrations. Par la suite, un état de l'art sera présenté sur la mesure de vibration, particulièrement les différents principes et technologies sur laquelle elle se base afin d'introduire les verrous technologiques et scientifiques associés à l'analyse accélérométrique en sport.

Le chapitre 2 présente, dans le contexte de santé et de performance, l'analyse mécanique quantifiée du corps humain dans le cas de la course à pied. Premièrement, ce chapitre introduira la notion de foulée, son cycle et ses spécificités ainsi que les différentes sollicitations qu'elle génère. Puis, dans un second temps, deux modèles masse-ressorts issus de la littérature représentant de manière simplifiée les caractéristiques mécaniques du sportif dans son environnement seront développés. Ces deux modèles présenteront la réponse dynamique des membres inférieurs durant le cycle de course. Par la suite, Enfin, pour conclure, ce chapitre présentera les phénomènes de fatigue liés aux notions de santé, blessure et performance et permettra d'introduire la modélisation de ce phénomène et l'intérêt d'outils limite garantissant la sécurité des sportifs.

Sur ces bases bibliographiques, la suite des travaux présentera la validation d'outils, d'indicateurs et de critères afin de permettre au monde du sport d'assurer la sécurité des individus face aux sollicitations mécaniques générées par la pratique de la course à pied. Ces travaux se présenteront comme une adaptation des outils développés pour le sport et ceux des bases normatives associées au monde professionnel.

Le chapitre 3 décrit la validation d'un outil de mesure accélérométrique répondant à l'analyse vibratoire et aux contraintes liées au domaine sportif. Ce chapitre présentera tout d'abord les contraintes de mesure liées au sport et le choix d'un capteur adapté au besoin. Puis, une première étude permettra de valider dans des conditions classiques de laboratoire, si le capteur est adapté à la mesure vibratoire dans le cas d'expositions des individus aux vibrations globales du corps. Une seconde étude permettra de valider le capteur dans des conditions de course pour la mesure de sollicitations mécaniques associées à la pratique du sport. La validation de ce capteur permettra de poser une première base aux travaux de thèse et de valider l'outil de mesure nécessaire à l'étude des accélérations sur le sportif.

Le chapitre 4 décrit la validité d'indicateurs déterminés par la mesure

des sollicitations face à la variation de paramètres liés à l'activité de course.

Premièrement, une série d'indicateurs liés à l'activité de course à pied, à la dose de sollicitation mécanique absorbée, et aux caractéristiques d'amortissement sera présentée. Puis, une première étude permettra d'observer le comportement de ces indicateurs face à des conditions constantes de course. Enfin, une seconde étude permettra d'observer le comportement des indicateurs répétables face à la vitesse de course. La validation des indicateurs permettra de compléter les outils nécessaires à l'étude de la fatigue.

Le chapitre 5 présente l'étude d'indicateur face au phénomène de fatigue et la validation d'un critère limite d'exposition aux sollicitations mécaniques en course à pied. Ce chapitre présentera tout d'abord la mise en place d'un protocole visant à étudier la fatigue dans des conditions de laboratoire. Puis les résultats de ces protocoles permettront la création de modèles et de critère de fatigue afin de répondre au besoin de prédiction et de prévention des risques chez le sportif. Les différentes perspectives d'amélioration des modèles de prédiction de fatigue seront alors exposés avant de conclure.

Chapitre 1

Place de l'accélérométrie dans le sport.

Ce chapitre présente une revue bibliographique portant sur l'utilisation de la mesure et de l'analyse de l'accélération dans le monde du sport. Tout d'abord, le sujet sera défini afin de pouvoir contextualiser l'étude. Par la suite, la place de la mesure accélérométrique dans le sport sera présentée au travers de deux études : l'analyse du mouvement et l'analyse de l'exposition vibratoire. Ces deux études introduiront les différents intérêts de la mesure accélérométrique dans le sport mais aussi les contraintes qu'elle peut apporter. Enfin, un descriptif des technologies de capteurs sera établi avant de conclure.

1.1 Contexte

Dans un contexte de santé et de performance, l'Homme souhaite comprendre sa propre mécanique au cours de la pratique d'activités sportives. Du point de vue de la performance, cette étude passe donc par la compréhension et l'optimisation des phénomènes traduisant l'efficacité des athlètes. Ces phénomènes peuvent être des gestes, des postures mais aussi les efforts dont elles dépendent. Du point de vue de la santé, la compréhension de la mécanique humaine s'intéresse alors aux sollicitations mécaniques pouvant affecter de manière néfaste les sportifs. Ces sollicitations se traduisent essentiellement en termes de forces, de chocs et de vibrations.

L'accélération est une grandeur physique vectorielle représentant la variation de vitesse d'un mouvement au cours du temps, elle s'exprime en m/s^2 . Par définition l'accélération moyenne A_{moy} est le rapport entre la différence de vitesse ΔV et l'intervalle de temps Δt sur lequel on observe cette différence (Équation 1.1). La notion d'accélération instantanée A fut définie en janvier 1700 par Pierre Varignon en appliquant le calcul différentiel au

mouvement d'un solide. Celle-ci fut définie comme la limite de l'accélération moyenne qui est donc la dérivée de la vitesse V par rapport au temps t . Comme la vitesse v est elle-même la dérivée de la position x , il en résulte que A est la dérivée seconde de X (Équation 1.2). Par ces définitions, l'accélération intervient dans le domaine de la cinématique qui lie le déplacement, la vitesse, l'accélération d'un corps indépendamment des causes qui leur sont associés ([Beer and Johnson, 2009]).

$$A_{moy} = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad (1.1)$$

$$A = \frac{dV}{dt} = \frac{d^2 X}{dt^2} \quad (1.2)$$

L'accélération intervient aussi dans le domaine de la dynamique qui étudie les corps en mouvement sous l'effet des actions mécaniques extérieures qui leur sont appliquées. Ces actions mécaniques appelées forces (\vec{F}_{ext}), appliquées à un corps en mouvement de masse m sont donc liées au vecteur accélération \vec{A} selon la seconde loi de Newton (Équation 1.3).

$$m \cdot \vec{A} = \sum \vec{F}_{ext} \quad (1.3)$$

Quel que soit le domaine de la mécanique (cinématique et dynamique) dans laquelle l'accélération intervient, celle-ci est liée et apporte donc de l'information sur le mouvement, les vitesses mais aussi sur les sollicitations soumises à un corps. On peut donc comprendre aisément que l'étude de l'accélération du corps humain durant la pratique d'activité sportive pourra apporter une meilleure compréhension sur les phénomènes liés à la performance, mais aussi aux sollicitations affectant la santé des athlètes. La suite de ce chapitre introduira donc l'analyse du mouvement utilisée pour l'étude de la performance, et l'exposition aux vibrations traitant de la santé des sportifs.

1.2 L'analyse du mouvement

1.2.1 Qu'est ce que l'analyse du mouvement ?

Définition

L'analyse du mouvement est l'étude des éléments et principes qui permettent les changements continus de position du corps humain. L'analyse du mouvement fait intervenir le domaine de la cinématique en décrivant le mouvement par des paramètres tels que des déplacements, des angles, des vitesses et des accélérations ; mais elle fait également intervenir le domaine de la dynamique au travers de forces, de moments pour comprendre l'origine des

mouvements observés. Si l'analyse du mouvement humain a toujours intéressé les scientifiques au travers des siècles (Aristote, Léonard de Vinci...), son origine apparait avec l'invention de la chronographie par Marey ([Marey, 1873]), qui permet, par une succession de photographies rapides, de décomposer chronologiquement les phases successives d'un mouvement (Figure 1.1).

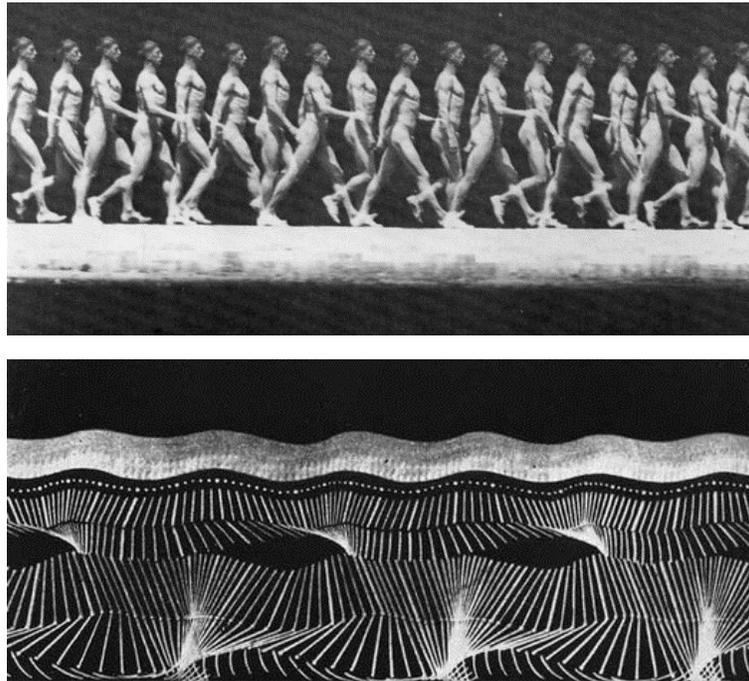


FIGURE 1.1 – Chronographie de Marey.

Domaines d'application

Si l'analyse du mouvement intervient dans de nombreux domaines ([Gavrila, 1999]), il est possible d'en différencier trois particuliers : l'animation, le médicale et le sport. A première vue, le monde de l'animation présente plus un besoin de capture du mouvement pour la production de films ou autres supports vidéo-ludiques pour le grand public. Cependant, elle intervient aussi dans ce domaine pour la validation d'outils et le développement de modèles permettant de retranscrire le mouvement complexe du corps humain ([Roetenberg et al., 2009], [Slyper and Hodgins, 2008]). Ce sont donc ces outils qui pourront intervenir en analyse du mouvement dans les domaines du médical et du sport.

Pour le secteur de la santé, et plus précisément pour celui du médical, l'analyse du mouvement est utilisée pour répondre à différentes problématiques. Tout d'abord pour l'étude de pathologies, elle permet de comprendre le fonctionnement des éléments moteurs pour des patients atteints de maladies comme des myopathies ou des paralysies cérébrales ([Siegel et al.,

2004]). Ces études sont souvent faites par comparaison avec des personnes saines afin de comprendre les différences de paramètres entre les deux sujets. Puis, l'analyse du mouvement est aussi utilisée pour le développement de prothèses afin d'optimiser la conception de ces outils et permettre de restaurer les fonctions motrices altérées ([Kim and Oh, 2001]). Enfin, on retrouve l'analyse du mouvement pour étudier le déroulement de processus de réhabilitation et de rééducation chez des patients blessés afin de suivre les progrès et éventuellement modifier la méthodologie de traitement ([Czerniecki, 1996], [Yekutieli et al., 1991]).

L'analyse du mouvement est également pratiquée dans le monde du sport pour répondre à deux objectifs principaux. L'amélioration et l'optimisation de la performance sportive et la compréhension et la prévention de pathologies [Allard et al., 2011]. Pour répondre à ces deux thématiques, le mouvement est décomposé en événements et phases fournissant un détail le plus exact possible de la gestuelle associée à l'activité. La décomposition du mouvement apporte donc des informations très vastes en termes de gestion de l'équilibre, de développement de puissance, d'ajustement de la visée, d'élan et d'amortissement. La figure 1.2 présente un exemple de décomposition du mouvement durant un service de tennis [Martin, 2013].

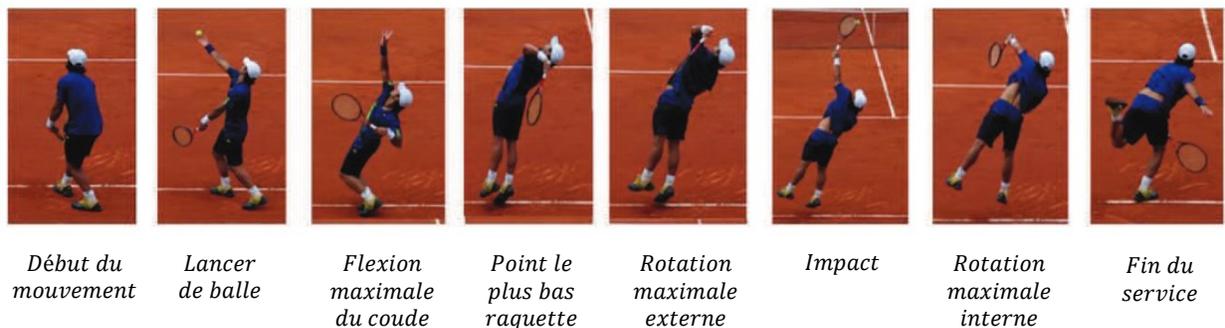


FIGURE 1.2 – Décomposition du mouvement lors d'un service de tennis d'après [Martin, 2013]. Ces événements permettent de présenter le déroulé du service, de sa préparation en passant par l'armé qui va permettre de produire la frappe.

Apport généraux

Si la mesure et la décomposition du mouvement permettent essentiellement d'obtenir des informations cinématiques telles que des positions, angles, vitesses et accélérations ; il est nécessaire d'utiliser d'autres outils pour compléter l'analyse du mouvement. En effet pour comprendre sa nature complexe il est nécessaire de déterminer des variables difficilement mesurables comme les efforts musculaires s'exerçant sur les articulations. La détermination de ces efforts passe donc par la résolution de problèmes de dynamique inverse sur des modélisations appropriées à l'activité étudiée ([Delp et al., 2007]). La méthodologie appliquée

permet donc par l'application des lois de la mécanique newtonienne de déterminer les efforts articulaires en fonction de données d'entrées tels que le mouvement, l'anatomie du sujet et des forces extérieures ([Zajac and Gordon, 1989]).

Ainsi de nombreuses études sur le sport traitent de l'analyse du mouvement. L'étude de Lai et al. ([Lai et al., 2011]) sur le golf montre par l'analyse du mouvement qu'il est possible de différencier des golfeurs amateurs et professionnels. Cette étude permet de mettre en évidence des paramètres de performance comme la vitesse de rotation du tronc et l'accélération des bras qui se trouve être plus grande chez les golfeurs expérimentés. Les travaux de Munera et al. traitent du transfert vibratoire chez les sportifs. Ces études montrent par l'analyse du mouvement et par sa décomposition en phase, que les vibrations résultant d'un passage d'un vélo sur une route pavée ([Munera et al., 2015]), ou d'un exercice de squat sur plateforme vibratoire ([Munera et al., 2014]) ne se transmettent pas de la même manière selon la phase du mouvement. Dans le domaine de la course à pied, l'étude de Mizrahi et al. ([Mizrahi et al., 2000]) montre qu'il existe des variations des paramètres cinématiques durant les phases de course avec l'apparition de phénomène de fatigue. D'une manière similaire les travaux de thèse de Martin ([Martin, 2013]) utilisent l'analyse du mouvement pour observer des variations de paramètres avec la fatigue dans le domaine du tennis. Dans les études traitant du handball, les travaux menés durant la thèse de Fradet ([Fradet, 2003]) ont permis au moyen de l'analyse du mouvement de déterminer des critères de performance lors du tir. Par cette revue de la littérature non-exhaustive il est donc possible de voir que l'analyse du mouvement est donc un outil nécessaire pour la compréhension des mécanismes de performance mais aussi pour la prévention de blessure dans le domaine du sport.

1.2.2 Quels sont les outils pour la capture du mouvement ?

Si l'origine de la capture du mouvement arrive avec l'invention du chronographe de Marey en 1873 ([Marey, 1873]), de nombreux outils furent développés par la suite pour étudier le mouvement du corps humain. L'évolution des systèmes de capture d'images a permis d'améliorer la qualité de la mesure et d'étudier la cinématique à l'aide de systèmes optiques (caméras) ([Gavrila, 1999], [Gabel et al., 2012]) ou de systèmes opto-électroniques ([Tulchin et al., 2010], [Pfister et al., 2014]). Ces derniers enregistrent la position de marqueurs anatomiques fixés sur les segments du corps à partir de caméras fixes (Figure 1.3 (a)). Ces marqueurs peuvent être dits "passifs" lorsqu'il ne font que réfléchir le rayonnement des caméras, ou "actifs" lorsqu'ils émettent eux même un signal permettant alors de prendre en compte des problèmes optiques particuliers. Les systèmes opto-électroniques, aujourd'hui considérés comme référence pour la mesure cinématique, présentent une facilité d'utilisation et une grande précision. Cependant, outre leur prix élevé, les outils de mesure optiques ré-

vèlent deux inconvénients majeurs. Tout d’abord, ils sont fortement limités par des problèmes d’occlusion qui se produisent lorsqu’un marqueur est caché par une partie du corps, ou un autre corps dans le champ de la caméra. De plus, les systèmes optiques limitent la mesure à un espace restreint, ce qui permet d’observer la cinématique du corps humain en laboratoire ou en extérieure mais dans des espaces limités. Les mouvements étudiés sont alors souvent prédéfinis, où le corps ne se déplace que très peu dans l’espace comme le swing au golf ou les tirs de penalty en football ou handball. Cependant, la mesure d’activités en extérieur dans des conditions réelles reste problématique. S’il est possible de mesurer la foulée de course à pied en laboratoire sur tapis de course, ces systèmes ne permettent pas de comprendre les phénomènes de performance par une analyse du mouvement d’un coureur durant un ultra-trail. Les systèmes optiques présentent donc un avantage pour la mesure médicale, où la zone de mesure est restreinte, mais rendent difficile la mesure de l’activité sportive dans un environnement extérieur.

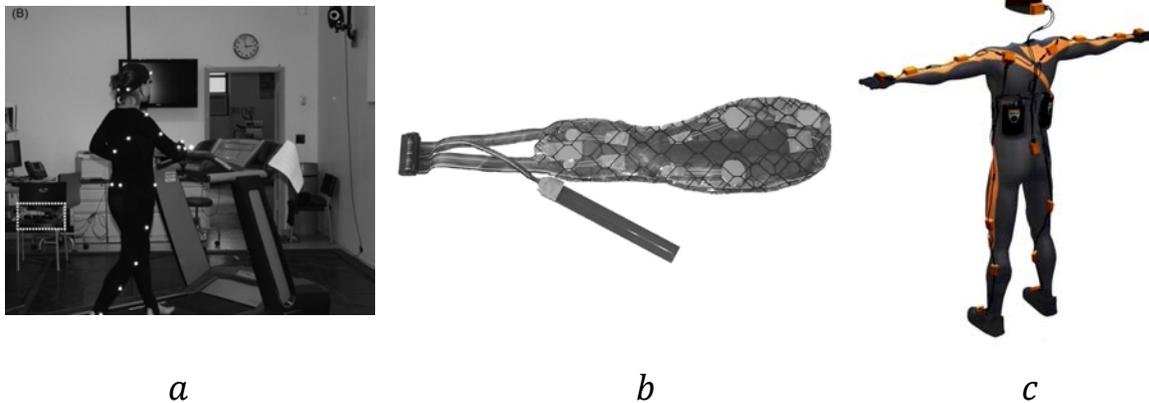


FIGURE 1.3 – Différents moyens pour la mesure cinématique ou dynamique du corps humain. (a) Système opto-électronique [Pfister et al., 2014]. (b) Semelle de pression [Bamberg et al., 2008]. (c) Centrale inertielle [Roetenberg et al., 2009].

Si la capture du mouvement s’intéresse essentiellement aux données cinématique du corps humain, la mesure de données dynamiques apporte aussi beaucoup d’information afin de pouvoir analyser et comprendre les mécanismes du mouvement humain. Dans la continuité de ses travaux Marey ([Marey, 1894]) étudie le mouvement de l’Homme du point de vue dynamique à l’aide de dynamographes et de plateformes dynamographiques. Ces outils permettent de traduire l’intensité de forces ou de pressions exercées par le corps humain. L’évolution de la technologie a permis le développement de plateformes dynamométriques, qui permettent de mesurer les trois composantes de la force et du moment de la force exercée par le corps en

mouvement sur le sol ([Cavagna, 1975], [Morin et al., 2005]). Ces outils très précis apportent des informations très importantes pour l'étude du mouvement en apportant des données sur l'attitude, l'équilibre, mais aussi les efforts développés pour la propulsion. Cependant, comme pour les systèmes optiques pour la mesure cinématique, les plateformes de force restent limitées par une zone de mesure restreinte, qui réduit les possibilités de mesures dans des conditions réelles de motricité. Ces limites peuvent être palliées par l'utilisation de semelles de pression ([Chelius et al., 2011], [Bamberg et al., 2008]), qui, par une matrice de capteurs de pression disposée sous la semelle de la chaussure permettent une mesure embarquée des sollicitations du corps humain pendant son activité (Figure 1.3 (b)).

Pour répondre aux contraintes liées aux systèmes optiques, d'autres systèmes se sont développés, comme les centrales inertielles ([Roetenberg et al., 2009], [Djurić-Jovičić et al., 2012]). Ces systèmes de mesure autonomes regroupent sur une carte électronique : un accéléromètre, un gyroscope et un magnétomètre. En plaçant des centrales inertielles sur les différents segments du corps (Figure 1.3 (c)), le mouvement peut être déterminé par différentes techniques de traitement des données des capteurs utilisés. Par ailleurs, les signaux mesurés par ces outils présentent des informations importantes sur la dynamique et offre donc un champs d'étude très vaste ([Shorten and Winslow, 1992], [Bonnardot and El Badaoui, 2010]). Cependant, si ces systèmes permettent une mesure légère et embarquée ainsi que l'avantage de pouvoir étudier le mouvement et les actions mécaniques, ils demandent tout de même un traitement des données important qui mènent parfois à quelques imprécisions. Par ailleurs, si l'étude du mouvement au moyen de systèmes opto-électroniques est limitée aux segments équipés de marqueurs, il en est de même pour les centrales inertielles. La capture complète du mouvement du corps nécessite donc d'équiper chaque segment du corps d'au moins une centrale inertielle ([Roetenberg et al., 2009], [Mayagoitia et al., 2002], [Slyper and Hodgins, 2008]), ce qui peut être une contrainte supplémentaire dans le cas de l'analyse des performances d'un athlète professionnel. Dans ce cas l'analyse du mouvement peut être contrainte par un nombre limité de capteur. Il est donc nécessaire avant la mesure de sélectionner le, ou les points de mesure les plus adaptés au mouvement que l'on souhaite étudier.

1.2.3 L'analyse du mouvement par l'accélérométrie

Comme précisé auparavant, l'utilisation d'accéléromètres donne des informations sur la cinématique du corps et sur sa dynamique. Cependant ces informations demandent en général une phase de traitement de données et de calcul. Afin de mesurer la cinématique du corps étudié il est donc possible d'appliquer l'équation 1.2 liant l'accélération d'un corps à son déplacement au moyen d'une double intégration. Cependant, cette relation théorique présente

certaines contraintes dans la pratique. En général, une mesure présente une erreur. Dans le cas de l'analyse du mouvement humain par des dispositifs placés sur les segments du corps, cette erreur est souvent due à l'existence d'un mouvement parasite des capteurs sur les tissus mous du corps humain ([Forner-Cordero et al., 2008], [Roetenberg et al., 2009], [Dejnabadi et al., 2005]). Ainsi, l'accélération mesurée en fonction de la variable temporelle $a_m(t)$ est composée de l'accélération réelle du corps $a_c(t)$ et d'une erreur qui dans un cas idéal serait une constante ε (Équation 1.4). La double intégration de l'accélération mesurée $a_m(t)$ permet donc de déterminer le déplacement mesuré $x_m(t)$ qui est fonction du déplacement réel du corps $x_c(t)$ (composé de constantes d'intégration) et de l'erreur qui se retrouve être lié au carré de la variable temporelle (Équation 1.5).

$$a_m(t) = a_c(t) + \varepsilon \quad (1.4)$$

$$x_m(t) = x_c(t) + \frac{1}{2} \cdot \varepsilon \cdot t^2 \quad (1.5)$$

Ce biais est appelé dans la littérature *drift* ([Damgrave and Lutters, 2009], [Tong and Granat, 1999]), il correspond donc à une dérive qui se trouve être de plus en plus important avec la durée du signal (Figure 1.4). Pour supprimer ce biais il est donc nécessaire de procéder à un traitement de données menant possiblement à une perte d'informations. Il existe donc différentes méthodes pour supprimer le drift en utilisant des techniques plus ou moins avancées de traitement du signal. Les travaux de Roetenberg et al. ([Roetenberg et al., 2009]) se basent sur l'utilisation d'un filtre de Kalman qui permet d'estimer la valeur d'une mesure dynamique ainsi que son erreur pouvant alors être corrigée. Dans leurs travaux, Tong et Granat ([Tong and Granat, 1999]) se sont intéressés à la suppression de cette erreur en réinitialisant la mesure à chaque cycle de l'activité de marche.

Afin d'éviter l'apparition d'erreur due à des calculs faisant apparaître des dérives trop importantes, il est possible d'exprimer l'orientation du corps mesuré au moyen de la mesure de la gravité. En effet la plupart des centrales inertielle proposent un accéléromètre mesurant la réaction de l'accélération de la pesanteur terrestre (g). Cela se traduit sur les signaux temporels de l'accélération par un biais constant positif d'une valeur de $+1g$ sur l'axe vertical en position statique (Figure 1.5). Ainsi, l'orientation du corps étudié, peut se déterminer en mesurant les projections de cette réaction de la gravité qui est constante suivant l'axe vertical ([Weinberg, 2011]). Plusieurs études se sont alors basées sur cette méthodologie pour connaître l'orientation du corps et la reconnaissance de l'activité pratiquée ([Li et al., 2009]) ou pour l'évaluation ambulatoire de l'orientation humaine ([Liu et al., 2009]).

Dans le cas où on ne souhaite que comprendre l'attitude générale du corps étudié, la

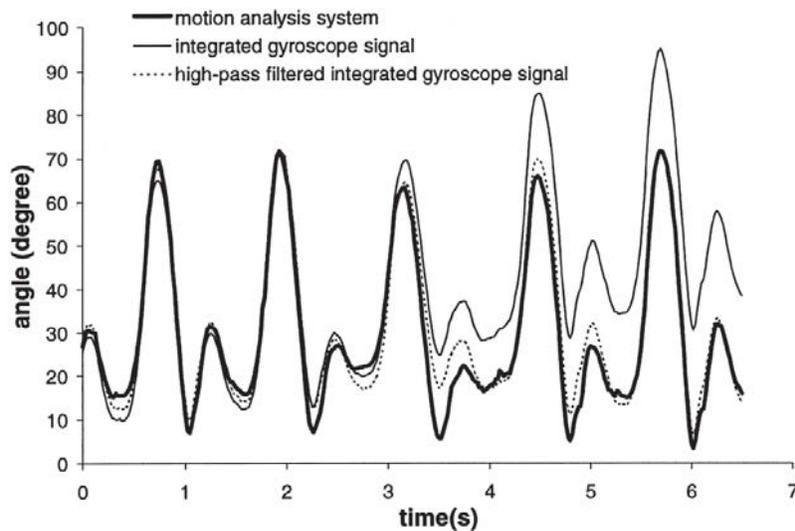


FIGURE 1.4 – Observation du phénomène de drift dans le cas de l’intégration de mesure gyroscopique d’après Tong et Granat ([Tong and Granat, 1999]). Le trait gras représente le mouvement mesuré par un système opto-électronique d’analyse du mouvement. Le trait fin représente le mouvement issu du signal intégré du gyroscope. Le trait pointillé représente le mouvement issu du signal du gyroscope après l’application d’un filtre passe-haut.

phase particulière du mouvement, ou simplement l’activité pratiquée, il n’est pas forcément nécessaire de pratiquer un traitement des données. La méthodologie appliquée serait donc de retrouver la signature du mouvement directement sur le signal de l’accélération afin de reconnaître un événement particulier. Dans les travaux de Gaudino et al. ([Gaudino et al., 2013]) les événements liés au contact du pied avec le sol durant un sprint sont également traduits sous la forme d’accélération et de force. L’étude d’Oghi ([Oghi, 2006]) détermine les phases de nage directement sur le signal de l’accéléromètre.

1.3 L’étude des vibrations

1.3.1 Qu’est-ce que la vibration ?

Définition

La vibration est un mouvement d’oscillation autour d’une position d’équilibre. Lors de fortes amplitudes et de faibles fréquences, la vibration s’exprime naturellement sous la forme du déplacement visible par un observateur. Cependant, dans le cas de hautes fréquences et d’amplitude faible, la vibration peut être définie de manière alternative comme une vitesse ou une accélération. Ces termes sont eux directement liés à l’énergie impliquée dans le

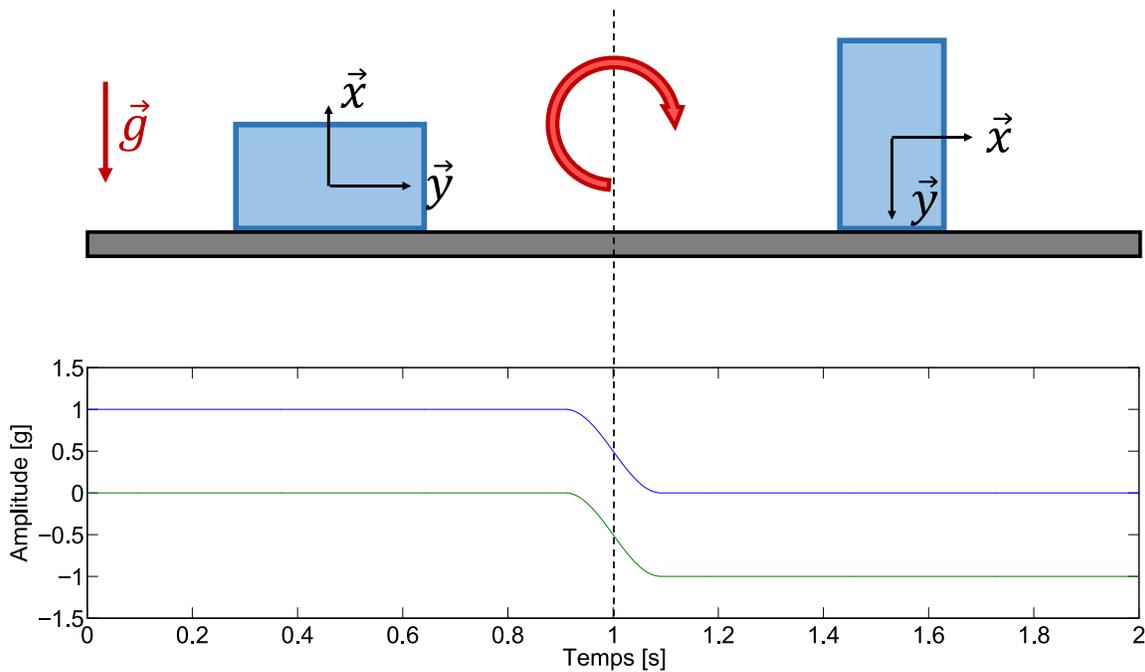


FIGURE 1.5 – Mesure de la réaction de la gravité par la centrale inertielle. En haut, orientation des axes de mesure. En bas, réponse des axes (\vec{x} en bleu, \vec{y} en vert).

mouvement d'oscillation ([Griffin, 1990]). En général, on considère le choc comme un cas de vibrations particulières, la notion de choc est donc englobée dans la notion de vibration. Si à ce jour l'étude de l'impact des vibrations sur la santé est essentiellement portée au monde professionnel, de nombreuses études ont permis de montrer que ces sollicitations souvent non-maîtrisées interviennent dans d'autres activités quotidiennes et notamment dans la pratique d'activités sportives ([Tarabini et al., 2015], [Chiementin et al., 2012], [Bonnardot and El Badaoui, 2010]).

Les vibrations transmises au corps humain sont catégorisées en deux groupes. D'un côté, les vibrations transmises à l'ensemble du corps (en anglais : Whole-Body Vibration ou WBV) qui se produisent lorsque le corps repose assis, debout ou couché sur une surface vibrante ([Stellman, 2000], [Griffin, 1990]). Le cas de WBV se retrouve, par exemple pour les chauffeurs d'engins de chantier assis sur le siège de leur véhicule ([Paddan and Griffin, 2002]), pour les sportifs pratiquant des sports de glisse ([Tarabini et al., 2015]) ou des sports impactant comme la course à pied ([Dickinson et al., 1985]). D'un autre côté, les vibrations transmises au système main-bras (en anglais : Hand-Arm Vibration ou HAV) qui se produisent lorsqu'un ustensile vibrant est tenu en main ([Stellman, 2000], [Griffin, 1990]). Le cas de HAV se retrouve le plus souvent lors de l'utilisation d'outils vibrants ou à percussion comme les

perceuses, les marteaux-piqueurs, ou les tronçonneuses ([Aiello et al., 2012]), mais aussi dans la conduite de véhicules à travers le volant ou le guidon ([Mirbod et al., 1997]), ou dans le cas du sport comme le cyclisme, le tennis, le golf ([Chimentin et al., 2012], [Rogowski et al., 2015]).

Les facteurs

Les effets et la transmission des vibrations dans le corps sont fonction de nombreux paramètres. L'amplitude est une indication utile pour définir la gravité de la vibration. Pour les vibrations transmises à l'ensemble du corps, on rencontre des gammes assez faibles dans le domaine professionnel avec des pics pouvant atteindre $10m/s^2$ ([Griffin, 1990], [Rakheja et al., 2010]) mais des amplitudes importantes dans le domaine du sport (Table 1.1). Dans le cas des vibrations transmises au système main-bras, les amplitudes sont beaucoup plus importantes avec des pics pouvant atteindre plusieurs centaines de m/s^2 pour certains outils à percussion ou certains sports ([Rogowski et al., 2015]).

TABLE 1.1 – Ordre de grandeur d'amplitude de vibrations transmises à l'ensemble du corps, valeurs en $[m/s^2]$. D'après [www.bossons-fute.fr] pour le domaine professionnel et [Tarabini et al., 2015] pour le domaine sportif.

Domaine	Activité	Amplitude maximale (m/s^2)
Professionnel	Camion	1,4
Professionnel	Métro - train	0,6
Professionnel	Tracteur agricole et forestier	1,8
Professionnel	Voiture (route en mauvais état)	1
Sportif	Kitesurf	25
Sportif	Ski alpin	100
Sportif	Snowboard	250
Sportif	Vélo de route	14

La propagation des vibrations au sein du corps ainsi que les effets qu'elles provoquent sur l'organisme diffèrent aussi selon leur fréquence (nombre d'oscillations par seconde). En général, les fréquences des vibrations imposées au corps humain sont divisées en trois catégories. Les fréquences inférieures à $1Hz$, qui affectent essentiellement les capteurs de l'oreille interne, sont responsables du mal de transport ([Mansfield, 2005]). Les fréquences inférieures à $100Hz$, qui sont associées en général aux vibrations transmises à l'ensemble du corps ([Stellman, 2000]). Les fréquences jusqu'à $1500Hz$, qui sont associées en général aux vibrations transmises au système main-bras ([Paschold and Mayton, 2011]). Bien que les limites entre les zones ne sont pas toujours bien définies la littérature s'accorde en général sur ces trois catégories (Figure 1.6).

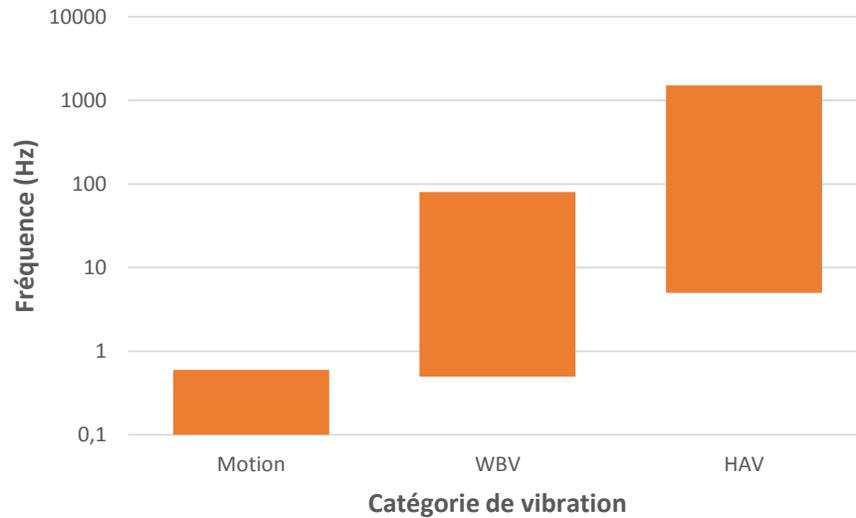


FIGURE 1.6 – Catégories de vibration selon leurs fréquences d’après [Paschold and Mayton, 2011].

La réponse du corps humain aux vibrations peut aussi dépendre de la durée d’exposition. L’influence de la durée d’exposition est liée à l’amplitude et au type de vibration (périodique, stationnaire, chocs répétés) ([Griffin, 1997], [Griffin, 1990]). En général on s’intéresse à la durée d’exposition sous deux catégories : l’exposition journalière pour les blessures aiguës, nécessitant une durée de récupération courte ([Bovenzi and Griffin, 1997]) et l’exposition au niveau de la durée de vie, associée aux blessures chroniques voir irréversibles ([Seidel and Heide, 1986]). Si des études ont été menées dans le cadre professionnel, la durée d’exposition n’a que très peu été étudiée pour le monde du sport due à l’intérêt récent pour l’exposition aux vibrations des sportifs.

La posture et le mouvement du corps ont aussi un effet sur la direction des vibrations. La simple modification de la posture peut permettre de réduire ou d’augmenter considérablement les effets des vibrations dans une zone du corps ([Griffin, 1990]). Harazin et Grzesik ([Harazin and Grzesik, 1998]) mesurent les changements de transmissibilité pour une personne debout dans dix positions différentes pour le cas de vibrations transmises à l’ensemble du corps. Cette étude montre que la modification de posture entraîne un amortissement dans certaines bandes de fréquences et une augmentation dans d’autres. Les effets du mouvement des membres inférieurs sur la transmissibilité des vibrations ont été démontrés dans le cas du cyclisme et de squat dynamique dans les travaux de thèse de Munera ([Munera, 2014], [Munera et al., 2015]).

1.3.2 Effet des vibrations sur la santé

Les effets des vibrations sur la santé et la performance ont été grandement étudiés. Lorsque les vibrations sont maîtrisées, elles peuvent présenter un effet positif, comme une amélioration de la performance sportive ([Chen et al., 2014]) ou comme un traitement utile à certaines pathologies ([Ruck et al., 2010]). En revanche, lorsqu'elles ne sont pas maîtrisées, les vibrations peuvent présenter de nombreux aspects négatifs comme des baisses de performance ([Samuelson et al., 1989]), ou des pathologies aiguës ou chroniques ([Boshuizen et al., 1990]). Dans cette section seuls les effets délétères dus à des vibrations non-maîtrisées seront présentés.

Effets des vibrations transmises à l'ensemble du corps

A court terme, le confort, ou l'inconfort est un sentiment subjectif qui peut être affecté par des vibrations ou des chocs répétés ([Griffin, 1990]). De manière générale, l'inconfort des individus exposés aux vibrations tend à augmenter avec l'amplitude de celles-ci pour une fréquence donnée. Si l'inconfort est un paramètre subjectif, il existe aussi beaucoup d'effets physiologiques à l'exposition aux vibrations. On peut observer des effets cardio-vasculaires et respiratoires. Les modifications observées s'apparentent généralement à celles que l'on retrouve durant un exercice modéré. Rittweger et al. ([Rittweger et al., 2002]) montrent une augmentation linéaire de la consommation d'oxygène avec la fréquence. Duffner et al. ([Duffner et al., 1962]) observent une hyperventilation due à l'exposition aux vibrations. Les vibrations transmises à l'ensemble du corps provoquent aussi des modifications neuromusculaires. Cet effet des vibrations se traduit par des mouvements artificiels et passifs du corps humain. Cafarelli et Kostka ([Cafarelli and Kostka, 1981]) étudient l'activité musculaire des muscles quadriceps et observent une augmentation de la fatigue musculaire due à l'exposition aux vibrations.

De nombreuses études épidémiologiques montrent que l'exposition professionnelle aux vibrations durant de nombreuses années est associée à une augmentation : du risque de douleur dans le bas du dos, de sciatiques et de dégénération au niveau des disques vertébraux ([Bovenzi and Hulshof, 1998], [Griffin, 1990]). Le parallèle dans le monde du sport est différent. Si des pathologies similaires existent dans le domaine sportif, le lien entre vibrations, chocs et blessures n'est que très rarement fait. Les travaux de Tarabini et al. ([Tarabini et al., 2015]) montrent que beaucoup de sports (kite-surf, ski alpin, snowboard et cyclisme) sont soumis à des niveaux de vibrations beaucoup plus importants que durant des activités professionnelles et que la pratique de ces activités pourrait être un facteur d'apparition de pathologies liées aux vibrations. Pour les sports impactants, Dickinson et al. ([Dickinson et al., 1985]) s'intéressent à l'implication des chocs répétés sur les dégénération pathologiques liées à la course à pied.

Effets vibrations transmises au système main-bras

Le syndrome de Raynaud est une maladie vasculaire aussi connu dans le domaine professionnel sous la dénomination "doigts blancs induit par les vibrations" (en anglais Vibration-induced White Finger ou VWF). L'apparition de ce trouble est généralement déclenchée par une exposition au froid des membres touchés, mais aussi par une exposition trop importante aux vibrations. Ces deux facteurs provoquent alors une vasoconstriction de veines et d'artères alimentant les membres affectés pouvant aller dans un cas extrême à des cyanoses ou des gangrènes ([Stellman, 2000]). Le syndrome de Raynaud a été aujourd'hui observé dans de nombreux domaines d'activités au niveau professionnel ([Bovenzi et al., 1988]), les symptômes associés à ce syndrome ont aussi été observé dans le domaine du sport ([Kronisch and Pfeiffer, 2002]).

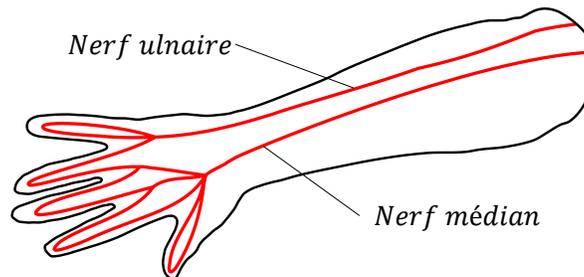


FIGURE 1.7 – Système nerveux de la main

Des troubles musculaires ont aussi été observés provoquant la diminution de la force de préhension pour les personnes exposées aux vibrations ([Farkkila, 1978]). Des inflammations des tendons faisant apparaître des tendinites (épicondyle médial et latérale) et ténosynovites ont aussi été constatées. Ces tendinites observées chez les travailleurs exposés se retrouvent aussi dans les sports avec impact sous les dénominations de "tennis elbow" et "golf elbow" ([Mansfield, 2005]). Par ailleurs, des études ont émis l'hypothèse que la maladie de Dupuytren, correspondant à un épaissement des tissus de la main, pouvait être plus commune aux personnes exposées aux vibrations ([Roberts, 1981]).

1.3.3 Normes et directives pour l'évaluation de l'exposition aux vibrations

Cette section présentera les normes et directives permettant de décrire l'évaluation de l'exposition des individus face aux vibrations. Les normes permettent de fixer des indicateurs pour mesurer et quantifier la vibration. La mesure des vibrations se fait par l'utilisation

d'accéléromètres. Les exigences en terme de capteur sont décrites par la norme ISO 8041 ([ISO-8041, 2005]) qui est détaillée dans la section 1.4. Suivant la norme la mesure doit être effectuée en trois dimensions à l'interface entre la source vibrante et le corps. La directive présentée permet de déterminer des valeurs limites d'exposition. Les normes et la directive ont toutes une vocation professionnelle et sont en général peu, voir pas adaptées au domaine sportif.

ISO 2631 - Évaluation de l'exposition des individus à des vibrations globales du corps

La norme ISO 2631 ([ISO-2631, 1997]) a pour objectif principal de quantifier les doses de vibrations transmises au corps tout entier. Elle s'affranchit donc des vibrations transmises au système main-bras. Cette norme s'applique pour : la santé et le confort humain, la probabilité de la perception des vibrations, et l'incidence du mal des transports (cinétose). Pour l'étude de l'exposition aux vibrations transmises au corps les bandes de fréquences considérées sont : 0.1 à 0.5 Hz pour le mal de transport et 0.5 à 80 Hz pour la santé, le confort et la perception. La mesure doit être effectuée suivant les axes d'un système de coordonnées ayant comme origine le point d'entrée des vibrations. Les systèmes de coordonnées sont décrits sur la Figure 1.8 présentant les différentes configurations de mesure considérées par la norme (assis, debout, couché). Afin d'assurer une bonne précision ainsi qu'une mesure caractéristique de l'exposition, la durée de mesure doit être assez longue.

L'impact des diverses fréquences composant la mesure accélérométrique sur la santé et le confort étant différentes, la norme propose de pondérer les signaux bruts $a(t)$ afin de déterminer des signaux pondérés $a_w(t)$. Plusieurs filtres de pondération sont alors proposés, deux filtres principaux (W_d et W_k) sont utilisés essentiellement pour différencier les configurations en termes de positions, mais d'autres filtres existent pour des cas plus particulier : les vibrations dans le dossier (W_c), le mal des transports (W_f), les vibrations en rotation (W_e) ou les vibrations sous la tête (W_j). Différentes configurations sont présentées dans l'abaque de la Figure 1.9. Suivant la condition, l'accélération $a_w(t)$ est déterminée et la norme propose de calculer la valeur efficace pondérée a_w (Équation 1.6) représentant un indicateur quantitatif de l'accélération. Cette valeur est calculée en fonction de la durée de mesure T .

$$a_w = \left[\frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt \right]^{\frac{1}{2}} \quad (1.6)$$

Il est ainsi possible de déterminer la valeur totale des valeurs efficaces des accélérations pondérées a_v (Équation 1.7). Cette valeur totale est calculée à partir des valeurs efficaces pondérées a_{wx} , a_{wy} et a_{wz} des trois axes de mesure et représente donc l'indicateur d'exposition

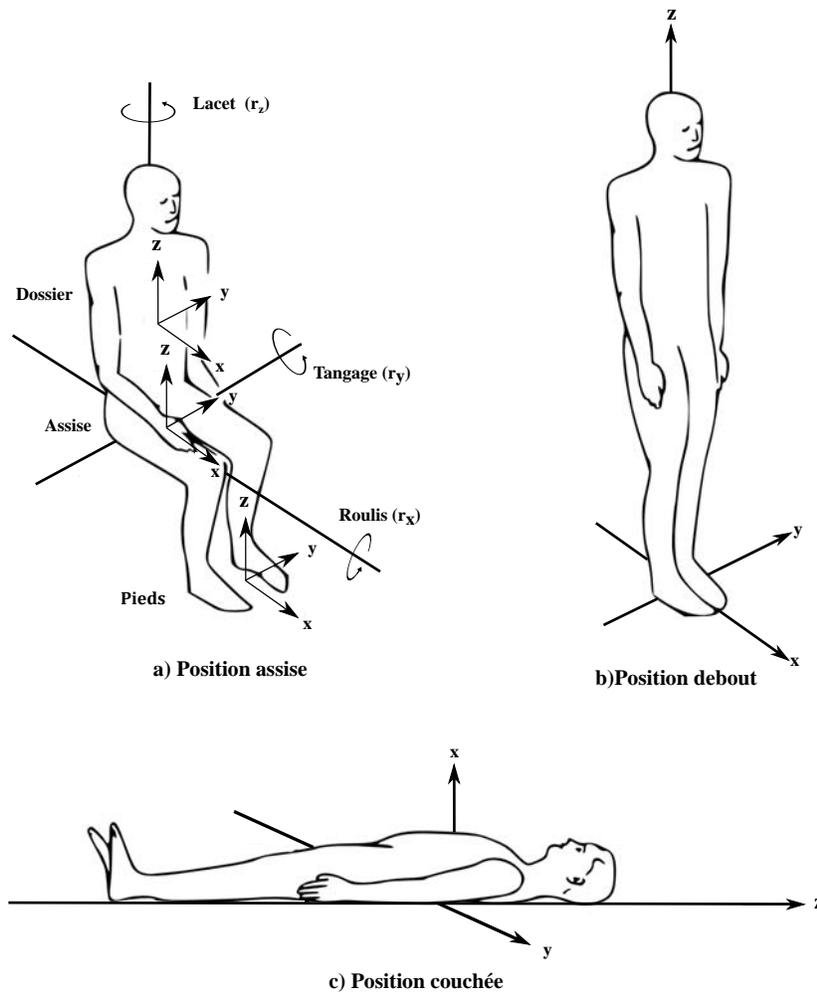


FIGURE 1.8 – Système de coordonnées pour les vibrations transmises au corps humain [ISO-2631, 1997]

d'un individu aux vibrations.

$$a_v = \sqrt{k_x^2 \cdot a_{wx}^2 + k_y^2 \cdot a_{wy}^2 + k_z^2 \cdot a_{wz}^2} \quad (1.7)$$

Les valeurs des facteurs k_x , k_y et k_z sont fonction de la position du sujet et du point de contact entre la surface vibrante et le corps. Différentes configurations sont présentées dans l'abaque de la Figure 1.9.

<i>Position</i>	<i>Source vibrante</i>	<i>Direction</i>	<i>Nom du filtre</i>	<i>Facteur k</i>
Assis	Siège (Santé)	X/Y	W_d	1,4
		Z	W_k	1
	Siège (Confort et perception)	X/Y	W_d	1
		Z	W_k	1
	Pied	X/Y	W_k	0,25
		Z		0,4
	Dossier	X	W_c	0,8
		Y	W_d	0,5
		Z	W_d	0,4
Debout	Pied	X/Y	W_d	1
		Z	W_k	1
Couché	Pelvis	X (Vertical)	W_k	1
		Y/Z (Horizontal)	W_d	1
	Tête	X (Vertical)	W_j	1

FIGURE 1.9 – Filtre de pondération et valeur des facteurs k_x , k_y et k_z selon les configurations de mesure

Norme ISO 5349 - Mesurage et évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main

La norme ISO 5349 ([ISO-5349, 2002]) présente les exigences générales pour la mesure et l'évaluation de l'exposition des individus aux vibrations transmises par la main. L'objectif est de proposer des informations qui garantissent la protection pour la majorité des travailleurs exposés. Pour l'étude de l'exposition aux vibrations transmises au système main-bras, la gamme de fréquence considérée est de 8 à 1000Hz. La mesure doit être basée sur un système de coordonnées dont l'origine se trouve au niveau de la source des vibrations. Le système de coordonnées est présenté sur la Figure 1.10.

La mesure de la vibration et ses effets sur le corps pouvant dépendre du couplage main et source de vibration, il est donc important de pratiquer la mesure dans des conditions normales et classiques d'utilisation (force de préhension, positionnement...). La norme considère quatre facteurs principaux pouvant affecter la santé de l'individu : la fréquence des vibrations, l'amplitude des vibrations, la durée d'exposition journalière et l'exposition cumulative.

Comme pour le cas des vibrations transmises aux corps, l'impact des différentes fréquences composant le signal sur la santé est différent. La norme propose donc l'utilisation d'un filtre de pondération W_h . La mesure d'accélération est donc pondérée en fréquences, puis présentée sous la forme d'une valeur efficace représentant un indicateur quantitatif d'accélération. La mesure étant généralement tri-axiale il est supposé que chaque axe a un potentiel préjudiciable

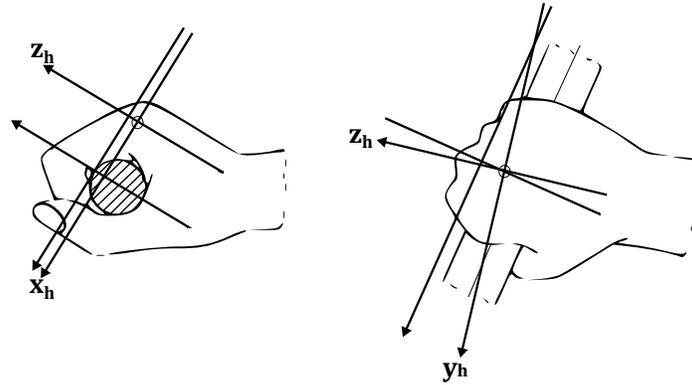


FIGURE 1.10 – Système de coordonnées pour les vibrations transmises au système main-bras [ISO-5349, 2002]

équivalent. Les valeurs efficaces des accélérations pondérées pour les trois axes x , y et z sont donc notées a_{hwx} , a_{hwy} et a_{hwz} . La valeur totale de vibration a_{hv} est ainsi déterminée par l'équation 1.8.

$$a_{hv} = \sqrt{a_{hwx}^2 + a_{hwy}^2 + a_{hwz}^2} \quad (1.8)$$

L'indicateur a_{hv} permet de quantifier les effets des fréquences de l'amplitude des vibrations, mais ne considère pas la durée d'exposition journalière ni l'exposition cumulative. Pour prendre en compte ces deux paramètres il est nécessaire de déterminer l'exposition quotidienne aux vibrations $A(8)$ qui se définit pour une activité rapportée à une période de référence de $8h$ de travail par l'équation 1.9.

$$A(8) = a_{hv} \cdot \sqrt{\frac{T}{T_0}} \quad (1.9)$$

Où T est la durée d'exposition à l'activité ayant pour valeur totale de vibration a_{hv} et T_0 la durée de référence de $8h$. Dans le cas de plusieurs opérations différentes au cours d'une même journée, il est nécessaire de déterminer les valeurs totales de vibration pour les n activités. L'exposition quotidienne aux vibrations $A(8)$ prenant en compte les expositions cumulatives se détermine par l'équation 1.10.

$$A(8) = \sqrt{\frac{1}{T_0} \cdot \sum_{i=1}^n a_{hvi}^2 \cdot T_i} \quad (1.10)$$

Avec a_{hvi} la valeur totale de vibration pour la $i^{\text{ème}}$ activité, d'une durée d'exposition T_i .

Directive 2002/44/EC du parlement européen et du conseil

La directive 2002/44/EC ([Directive-2002/44/EC, 2002]) a pour objectif de garantir un meilleur niveau de protection des travailleurs. Elle établit une prescription minimale contre les risques résultants d'une exposition aux vibrations. Cette directive comprend le cas de l'exposition aux vibrations transmises au système main-bras et le cas de l'exposition au corps entier.

Deux seuils sont définis en se basant sur l'indicateur d'exposition quotidienne aux vibrations $A(8)$ décrit dans la norme ISO 5349 ([ISO-5349, 2002]), étendu à la norme ISO 2631 ([ISO-2631, 1997]). Le premier seuil est une valeur d'exposition journalière déclenchant chez l'employeur une action préventive. Si cette valeur est dépassée, il est à la charge de l'employeur de prendre les mesures pour réduire au minimum l'exposition aux vibrations. Cela peut s'effectuer par : une modification de la méthode de travail, un changement d'équipement, une maintenance des outils, un agencement des postes de travail où une limitation de la durée d'exposition. Le second seuil est une valeur d'exposition journalière limite. Un travailleur ne doit en aucun cas être exposé à une valeur supérieure à cette valeur, dans le cas contraire l'employeur doit prendre toutes les mesures possibles pour ramener l'exposition en dessous de cette limite.

Dans le cas des vibrations transmises au système main-bras, la valeur d'exposition journalière déclenchant une action préventive est de $A_{act}(8) = 2.5m/s^2$, tandis que la valeur d'exposition journalière limite est de $A_{lim}(8) = 5m/s^2$. Dans le cas des vibrations transmises au corps entier, la valeur d'exposition journalière déclenchant une action préventive est de $A_{act}(8) = 0.5m/s^2$, tandis que la valeur d'exposition journalière limite est de $A_{lim}(8) = 1.15m/s^2$.

1.4 L'instrumentation au service de l'accélérométrie

Les sections précédentes nous ont permis de montrer que la mesure de l'accélération permettait de proposer un apport conséquent pour la compréhension des mécanismes sportifs mais aussi pour la prévention des risques liés à l'exposition vibratoire. Cette section présentera donc l'instrumentation permettant de mesurer les accélérations en étudiant spécifiquement l'accéléromètre. Ces capteurs s'insérant au début de la chaîne de mesure, sont souvent suivis par un organe de conditionnement permettant : l'amplification, la conversion du signal puis d'un organe de transmission en finissant vers une partie d'affichage, de stockage ou de traitement. Suivant les outils ou le type d'acquisition voulu, la chaîne de mesure peut être plus ou moins différente. Dans cette partie nous nous intéresserons essentiellement au capteur, qui de manière générale est défini comme permettant la prise d'information relative à la grandeur

à mesurer ([Parmantier, 2009]).

1.4.1 Principes de fonctionnement d'un accéléromètre

Généralités

Le plus couramment, la mesure de l'accélération se base sur une déduction de seconde loi de Newton (loi fondamentale de la dynamique) (Équation 1.11), où \vec{F}_{ext} représente les forces extérieures appliquées à un solide (N), m la masse du solide (kg) et \vec{A} l'accélération de son centre de gravité (m/s^2).

$$\sum \vec{F}_{ext} = m \cdot \vec{A} \quad (1.11)$$

La plupart des capteurs utilisent le principe d'une masse inerte (appelée masse sismique) pouvant se déplacer en translation, associée à un élément ressort s'opposant à la force d'inertie par une force proportionnelle au déplacement de la masse ([Deval and Amand, 1993]). Ce principe est présenté sur la Figure 1.11. La valeur de la force de rappel du ressort (\vec{F}_r) liée à sa longueur (L) est donc proportionnelle à l'accélération de la masse. La mesure de l'accélération se fait donc par la déduction de la longueur de l'élément ressort. Ce principe peut être étendu à plusieurs axes permettant aux capteurs, une mesure tri-axiale. L'intégration du signal d'un accéléromètre permet aussi d'obtenir les valeurs de la vitesse et du déplacement ([Floor-Westerdijk et al., 2012]).

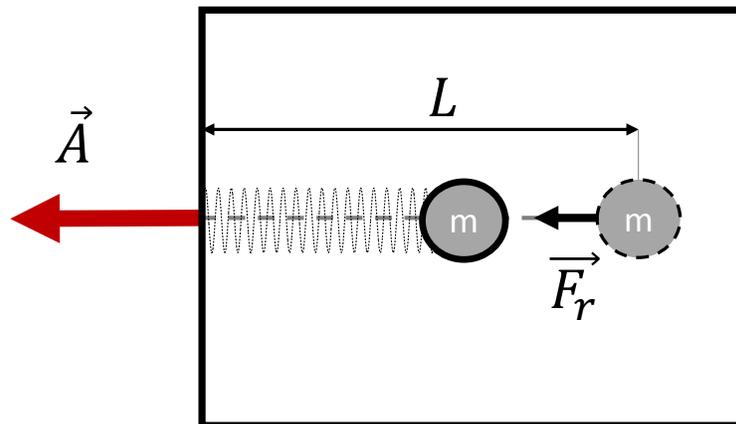


FIGURE 1.11 – Principe de l'accéléromètre. L'accélération \vec{A} induit une force de rappel \vec{F}_r en fonction de la longueur L du ressort

Pour choisir un accéléromètre, il est nécessaire de s'intéresser à plusieurs caractéristiques

propres au capteur. La *sensibilité* du capteur (aussi appelée facteur d'échelle), correspond au rapport unitaire entre le signal de sortie (généralement électrique) et l'entrée mécanique. La sensibilité n'est définie que pour une seule fréquence et gamme de température à laquelle le capteur est étalonné. De manière complémentaire, les accéléromètres sont aussi caractérisés par leur *réponse en fréquence* représentant la sensibilité du capteur sur la plage utile du capteur. La réponse en fréquence permet de définir la bande passante du capteur sur laquelle on considère que la mesure suit des critères de fiabilité. Les accéléromètres peuvent aussi présenter des variations de la sensibilité en fonction de l'amplitude, celle-ci est définie par la *linéarité d'amplitude* qui se définit comme une tolérance de la sensibilité exprimée en pourcentage. En raison de tolérance de fabrication, il est impossible d'assurer que l'axe de mesure réel est aligné avec l'axe de mesure théorique. Ce phénomène est quantifié par la *sensibilité transverse* que l'on exprime comme un pourcentage de la sensibilité du capteur. Les accéléromètres sont aussi caractérisés par leur fréquence de résonance à laquelle la sensibilité est fortement amplifiée. La *fréquence de résonance* se trouve en dehors de la bande passante du capteur, l'atteindre peut générer une surcharge susceptible d'altérer les mesures.

Principes de transduction

La transduction est un processus qui permet de transformer une grandeur physique d'entrée en une autre grandeur physique de sortie. Ce principe se base sur l'existence de divers effets physiques ou chimiques. Pour les accéléromètres, c'est essentiellement trois principes de transduction qui sont utilisés pour transformer le signal d'entrée mécanique en signal de sortie électrique. Ces trois principes sont : la piézoélectricité, la piézorésistivité, et l'effet capacitif.

On dit qu'un matériau est piézoélectrique lorsqu'il se charge électriquement sous l'action de contraintes mécaniques. Dans le principe de l'accéléromètre, l'élément ressort est donc un élément piézoélectrique (cristal) qui émet un signal électrique en fonction de la contrainte qui lui est appliquée (Figure 1.12). On mesure donc la force inertielle induite par la masse sismique qui est fonction de l'accélération subie par la masse.

On dit qu'un matériau est piézorésistif lorsqu'il présente un changement de résistance électrique sous l'action de contraintes mécaniques. Pour la mesure de l'accélération l'élément ressort représente une poutre à laquelle la masse sismique est suspendue (Figure 1.13). L'action de l'accélération provoque donc une déformation de la poutre qui est mesurée à l'aide de la variation de résistance d'un élément piézorésistif. On mesure donc le déplacement de la masse sismique à l'aide d'un élément type de jauge de déformation.

L'effet capacitif est l'accumulation de charge entre deux conducteurs isolés, lorsque les deux conducteurs sont des plaques, la capacité électrique du système est fonction de la dis-

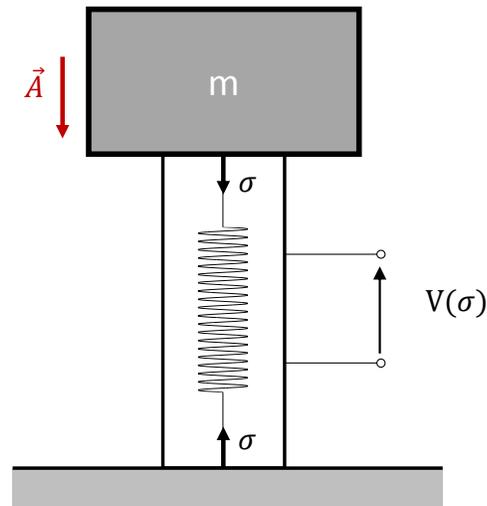


FIGURE 1.12 – Principe de l'accéléromètre piézoélectrique. L'accélération \vec{A} de la masse sismique m induit une contrainte σ dans le cristal piézoélectrique qui délivre une tension $V(\sigma)$

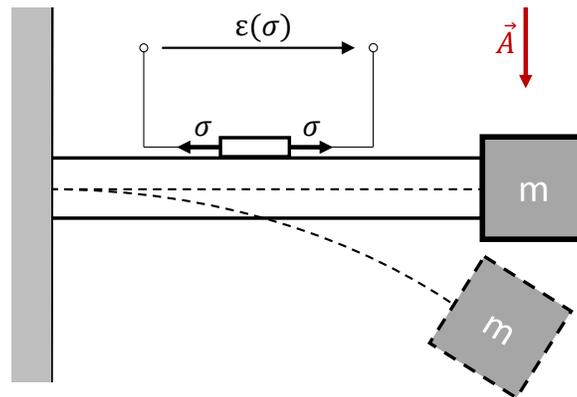


FIGURE 1.13 – Principe de l'accéléromètre piézorésistif. L'accélération \vec{A} provoque une déformation $\varepsilon(\sigma)$ de la poutre induisant des contraintes internes σ

tance entre elles. Pour le principe de l'accéléromètre, on mesure le déplacement de la masse sismique en mesurant la variation de capacité entre deux électrodes. La masse sismique est associée à une électrode mobile tandis qu'une électrode fixe est associée au bâti du capteur (Figure 1.14). Lorsque la masse sismique est soumise à une accélération, la distance entre les deux électrodes varie, il est donc possible de déterminer la valeur de la force de rappel du ressort et l'accélération de la masse en fonction de la variation de capacité.

Le choix du principe de transduction dépend des caractéristiques de la mesure notamment en termes d'amplitude et de fréquence (vibrations, chocs à hautes amplitudes, déplacements

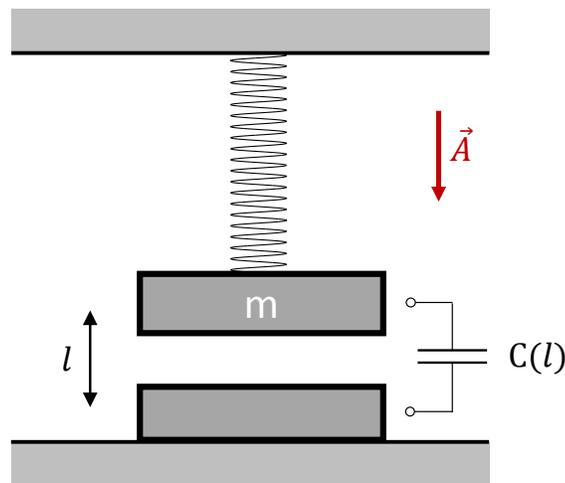


FIGURE 1.14 – Principe de l'accéléromètre capacitif. L'accélération \vec{A} induit une variation de la distance l entre les deux électrodes qui provoque un changement de capacité $C(l)$

avec accélération à basses fréquences...). Il existe aussi d'autres accéléromètres utilisant des principes de transduction différents comme la détection optique, thermique ou inductive.

1.4.2 Norme ISO 8041 - Réponse des individus aux vibrations. Appareillage de mesure.

Si l'instrumentation accélérométrique utilisée pour la capture et l'analyse du mouvement n'est régie par aucune norme particulière, il n'en est pas de même pour l'étude de l'exposition aux vibrations. C'est la norme ISO 8041 ([ISO-8041, 2005]) qui va se charger de décrire les spécifications de performance et les limites de tolérance pour les instruments dédiés à la mesure de la réponse des individus aux vibrations.

Cette norme donne toutes les indications nécessaires pour concevoir un système permettant de monitorer les vibrations en appliquant les normes relatives à l'exposition d'individus aux vibrations. Elle y détaille les exigences relatives aux filtres de pondération, aux indicateurs d'expositions et à l'affichage de la mesure (rafraichissement, indication de surcharge du capteur ...). La norme décrit aussi la vérification de l'appareillage de mesure sous la forme d'essais de conformité, mais aussi de contrôle de maintenance de l'outil.

Si la norme présente les caractéristiques d'un système complet de mesure afin de contrôler totalement la chaîne de mesure, elle y détaille surtout les spécifications techniques limites relatives au capteur de ce système. Ces caractéristiques techniques nécessaires pour le capteur dédiés à la mesure de la réponse des individus aux vibrations sont présentées dans la Table

1.2.

TABLE 1.2 – Spécifications limites relatives au capteur pour la mesure de vibrations sur le corps humain

Caractéristiques	Vibration main-bras	Vibration globale du corps
Masse	5g	50g
Dimension	25 × 25 × 25mm	200 × 200 × 50mm
Hauteur de montage	10mm	10mm
Intervalle de température	−10 à 50°C	−10 à 50°C
Sensibilité électromagnétique	< 30m/s ² /T	< 2m/s ² /T
Sensibilité acoustique	< 0,01m/s ² /kPa	< 0,05m/s ² /kPa
Sensibilité transverse	< 5%	< 5%
Limite de surcharge (Choc)	30000m/s ²	500m/s ²
Réponse de phase	Pas de variation rapide	Pas de variation rapide
Fréquence de résonance minimale	10kHz	800Hz
Spécification de l'enveloppe	IP 55	IP 55
Gamme de mesure	8 à 1000Hz	0.1 à 80Hz

1.4.3 Technologies actuelle des accéléromètres

Aujourd'hui l'évolution des techniques de micro-fabrication basées sur le micro-usinage et la micro-électronique sur silicium a permis la réalisation de systèmes miniatures. Ces systèmes, communément appelés MEMS (Micro Electro Mechanical System) se présentent sous des formes variées, de structures simples sans éléments mobiles à des structures électromécaniques extrêmement complexes. Les MEMS sont généralement attribués à des fonctions de capteurs ou d'actionneurs (Figure 1.15, [Amendola et al., 2013]).

L'utilisation de la technologie MEMS pour les accéléromètres est en pleine expansion notamment grâce à l'industrie automobile qui embarque ces petits composants électroniques dans différentes parties des véhicules (airbag, ceinture, siège, etc.). L'utilisation d'accéléromètres MEMS se retrouve dans de nombreux autres domaines d'application comme la téléphonie mobile, la surveillance de machine ou les consoles de jeux. Outre le fait de présenter les avantages des principes de transductions présentés précédemment, les accéléromètres MEMS offrent d'autres avantages. Tout d'abord, leur extrême miniaturisation leur permet des mesures innovantes en des points stratégiques du système étudié. De plus, ces composants profitent d'un coût très faible dû aux technologies d'usines collectifs du silicium, utilisées dans l'industrie de la micro-électronique.

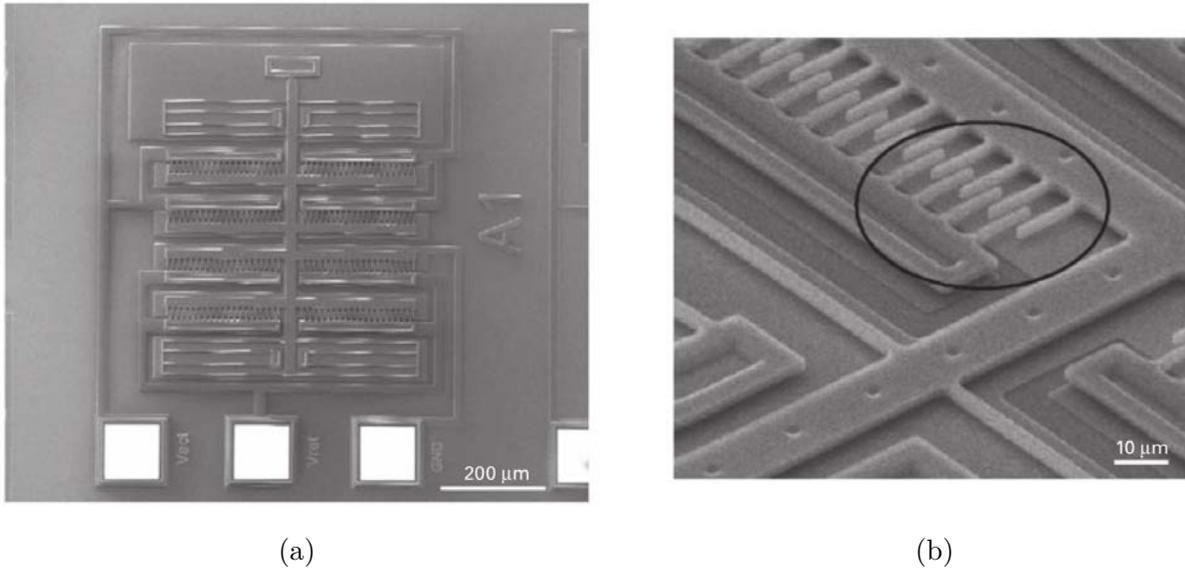


FIGURE 1.15 – Accéléromètre MEMS capacitif fonctionnant sur le principe de peignes fixes et mobiles ([Amendola et al., 2013]). (a) Microtransducteur. (b) Zone agrandie des peignes.

1.4.4 Réalité de la mesure

Plusieurs études ont montré que les accéléromètres MEMS peuvent être une solution viable pour l'analyse du mouvement ([Fong and Chan, 2010], [Ohgi, 2006], [Roetenberg et al., 2007]) et pour l'exposition aux vibrations ([Stein et al., 2011], [De Capua et al., 2009], [Aiello et al., 2012], [Tarabini et al., 2012]). Ces systèmes peuvent permettre le développement d'une instrumentation embarquée à coût réduit sans besoin d'équipements spécialisés. Ces composants électroniques sont aujourd'hui utilisés dans des appareils de mesure pour l'analyse du mouvement comme les capteurs Xsens MTi 10, utilisés pour l'animation, le médicale et le sport ; mais aussi pour l'étude de l'exposition aux vibrations, en respectant la norme ISO 8041 ([ISO-8041, 2005]) comme par exemple les accéléromètres Svantek SV38 (pour la mesure sur siège) et SV105 (pour la mesure dans la main).

Si les accéléromètres MEMS sont utilisés pour la mesure du mouvement et des vibrations sur le corps humain, les composants commercialisés et accessibles au public ne répondent pas toujours bien aux caractéristiques imposées par les normes vibratoires (gamme de fréquences, sensibilité, etc.). Cependant, plusieurs études montrent des limites dans l'application de ces normes et que celles-ci ne sont pas toujours très bien adaptées à l'activité observée. Les travaux de Griffin [Griffin, 1997] montrent que la plage de fréquence imposée par la norme ISO 5349 ([ISO-5349, 2002]) est trop spécifique, beaucoup d'outillage ne produisent pas de fréquences au-delà de 250Hz . Par ailleurs, comme les fréquences au-delà de 500Hz ne sont pondérées que d'un coefficient inférieur à 5%, leurs effets sur la santé ne sont que très mi-

nimes. Cette étude conclut sur le fait que les effets des vibrations ne seraient pas surestimés si la norme n'imposait qu'une gamme de 500Hz . L'étude de Tarabini et al. ([Tarabini et al., 2012]) souligne par ailleurs que cette plage est difficile à respecter pour certains accéléromètres MEMS. Il est conclu que la norme 8041 ([ISO-8041, 2005]) a été rédigée en imaginant une évolution des capteurs piézoélectriques industriels largement utilisés pour la mesure de vibrations sans considérer les nouvelles technologies, qui avec un minimum de traitement, sont valides pour la mesure de vibration.

Des études ont montré que le monde du sport était aussi très touché par les vibrations. Cependant, si les sportifs sont soumis à des sollicitations proches, voire supérieures en amplitude ainsi que des pathologies similaires, le lien entre vibration et santé n'est que très rarement fait. Les travaux de Chiementin et al. ([Chiementin et al., 2012]) suivis de ceux d'Arpinar-Avsar et al. ([Arpinar-Avsar et al., 2013]) étudient l'exposition aux vibrations pour le système main-bras chez les cyclistes. Ces deux études soulignent l'importance qu'il y a de faire évoluer les normes vers le sportif qui est soumis de la même manière aux vibrations que le travailleur. Un travail similaire est présenté par Tarabini et al. ([Tarabini et al., 2015]) pour le cas du sportif exposé aux vibrations pour le corps entier.

Par ailleurs si le sportif est soumis aux vibrations, la mesure et le contrôle de celles-ci ne demandent pas forcément les mêmes spécifications que dans le domaine du travail. La pratique du sport impose des déplacements de l'individu vastes et rapides, qui ne sont pas considérés par la norme ISO 8041 pour le développement d'outillage de mesure. Il est donc nécessaire d'inclure pour ces systèmes de mesure des spécifications pour l'autonomie, l'encombrement et l'enregistrement de données.

1.5 Conclusion

A ce jour l'accélérométrie montre un grand intérêt dans le sport car elle permet d'associer des données sur la cinématique des sportifs mais aussi sur leur dynamique. Ces données sont précieuses pour la compréhension de la santé et de la performance des athlètes.

D'un côté, l'analyse accélérométrique est utilisée pour étudier le mouvement. Comparée aux autres technologies, elle permet de répondre à la demande récurrente du monde du sport, d'une mesure personnelle, embarquée et autonome. Bien que l'analyse du mouvement par l'accélérométrie nécessite souvent un traitement de données important, celle-ci est à ce jour bien intégrée dans la mentalité sportive. De nombreuses techniques ont aujourd'hui été développées afin d'améliorer la compréhension des changements continus de position du corps humain afin de les associer à la santé et à la performance.

D'un autre côté, l'analyse accélérométrique est aussi utilisée pour étudier l'exposition hu-

maine aux vibrations. Si son utilisation est intégrée et décrite pour le domaine professionnel, on observe aujourd'hui un besoin similaire chez le sportif. En effet, la pratique d'activité sportive génère des sollicitations accélérométriques égales voire supérieures à celles observées dans le monde professionnel. Le suivi de l'exposition vibratoire chez le sportif est donc nécessaire afin de comprendre son impact sur sa santé et sa performance.

A ce jour, on observe donc un fossé en termes d'outillage pour la mesure d'accélération entre l'existant (pour l'analyse du mouvement ou l'exposition vibratoire des professionnels) et ce qui est nécessaire pour étudier complètement les sollicitations des sportifs. Les spécifications des différentes normes sur les appareils de mesure de vibration pour le corps humain ne s'adaptent pas forcément bien aux activités sportives ainsi qu'aux évolutions technologiques. Ces dernières, grâce à leur miniaturisation pourraient permettre de concevoir des systèmes légers, peu encombrant et menant à des mesures autonomes qui répondraient aux attentes innovantes du domaine sportif.

Ce chapitre a permis de montrer le besoin auquel l'accélérométrie doit répondre dans le monde du sport. Par la suite, les travaux de cette thèse s'intéresseront particulièrement à la pratique de la course à pied. Le chapitre suivant permettra de comprendre au moyen d'une revue bibliographique la quantification de la mesure accélérométrique en course. Il permettra d'introduire des résultats provenant essentiellement de l'analyse du mouvement afin de mieux comprendre comment intégrer l'exposition des sportifs aux sollicitations accélérométriques par la suite.

Chapitre 2

Analyse quantifiée de la course à pied : principes et théorie.

L'étude approfondie de la course à pied trouve son contexte actuel dans l'amélioration de la performance et la prévention des risques pour la santé. La définition et la compréhension d'indicateurs de performance et des phénomènes associés à la santé sont donc primordiales. Ce chapitre présentera différentes théories mécaniques développées pour étudier le corps humain durant la pratique de la course à pied. Tout d'abord, la foulée de course à pied sera introduite au moyen de différentes études. Puis, la modélisation du système masse-ressort permettant une représentation simplifiée des mécanismes de course à pied sera présentée. Enfin, une définition et un descriptif de la manifestation de l'état de fatigue sera établi avant de conclure.

2.1 Contexte

Dans un contexte de santé et de performance l'Homme souhaite comprendre sa propre mécanique au cours de la pratique de la course à pied. Cette activité trouve son origine dans le passage des primates de la quadrupédie à la bipédie, puis à l'évolution du régime de l'Homme afin de pratiquer la chasse. La course à pied est apparue par la suite comme un sport au cours de fêtes ou de compétitions dans des régions de Grèce, d'Égypte ou d'Asie. Aujourd'hui l'activité de course est extrêmement représentée dans le domaine du sport. D'après une étude publiée en 2015 de la Fédération Française d'Athlétisme (FFA) basée sur l'expertise de l'agence Sportlab, 20% des français déclareraient pratiquer la course à pied et 60% d'entre eux pratiqueraient l'activité au moins une fois par semaine (Figure 2.1).

Si cette activité montre un intérêt particulier et une tendance à l'augmentation du nombre de pratiquants ([Strohrmann et al., 2012b]), il est nécessaire de lier cette augmentation au



FIGURE 2.1 – Résultats de l'étude publiée en 2015 de la Fédération Française d'Athlétisme (FFA) basée sur l'expertise de l'agence Sportlab

nombre de pathologies que la pratique de la course à pied peut entraîner. Il a été montré que si la plupart des activités individuelles semblent être tout à fait sûres, la course à pied présente un risque plus élevé de blessures que beaucoup d'autres sports ([Requa et al., 1993]). Ainsi cette activité fut associée à différentes blessures ([Novacheck, 1998]).

C'est donc dans ce contexte de santé, mais aussi de recherche de la performance que le monde scientifique tente de comprendre les mécanismes de course. Si à ce jour l'analyse du mouvement, ou plus précisément l'analyse de la foulée a été très approfondie ([Novacheck, 1998]), le lien avec l'exposition des coureurs aux sollicitations vibratoires n'a que très peu été étudié ([Bonnardot and El Badaoui, 2010], [Dickinson et al., 1985]). Dans la suite de cette étude les différents principes de la biomécanique de la course à pied seront présentés.

2.2 La foulée en course à pied

2.2.1 Les différents types de foulées

De base, il existe autant de types de foulées que de coureur. Cela reste d'autant plus vrai que l'activité de course à pied diffère selon le type de sport visé (sprint, course de fond, sport en équipe), l'environnement dans laquelle est pratiquée cette activité (chemin de montage, bitume) et l'équipement du coureur (chaussure minimaliste, chaussure à semelle imposante). En général, la foulée est mesurée et étudiée au moyen des différents outils présentés pour

l'analyse du mouvement détaillés dans le Chapitre 1.

Ainsi, il existe plusieurs manières d'aborder le sol. Sur l'axe médio-latéral (Figure 2.2), lorsque la voûte plantaire est écrasée contre le sol sur la partie externe, on parle de supination. Dans le cas de la partie interne, on parle de pronation. De la même manière, il existe plusieurs types d'attaques du pied suivant l'axe antéro-postérieur (Figure 2.3) : une attaque par le talon (an anglais : rear-foot strike ou RFS), une attaque par le milieu du pied (an anglais : mid-foot strike ou MFS), et une attaque par l'avant du pied (an anglais : fore-foot strike ou FFS). Beaucoup d'études se sont intéressées aux sollicitations imposées au corps en fonction du type de foulée. Liebermann et al. ([Lieberman et al., 2010]) montrent les différences des forces de collision entre RFS, MFS et FFS pour des coureurs chaussés ou pieds nus. D'un autre côté, Giandolini et al. ([Giandolini et al., 2013c]) montrent que le changement d'entraînement de RFS à MFS, n'influence pas les pics d'accélération.

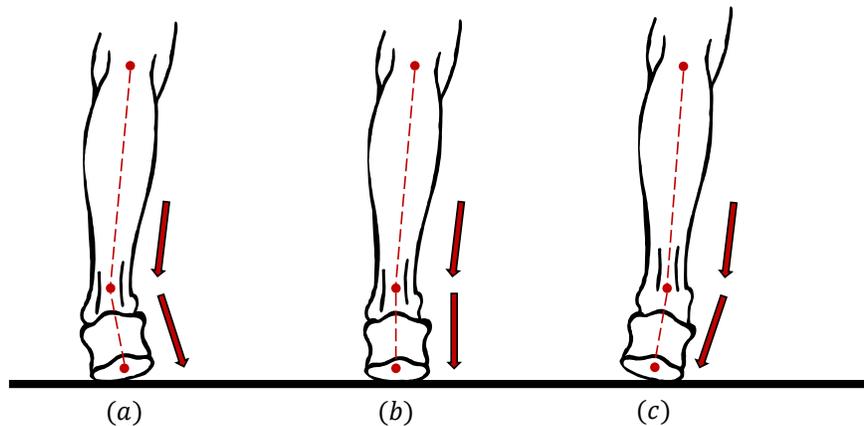


FIGURE 2.2 – Différence de foulée suivant l'axe médio-latéral pour le la jambe gauche. (a) Supination, (b) Neutre, (c) Pronation.

Beaucoup d'études récentes s'intéressent donc à la description et à l'identification de la foulée. Ce sujet est d'autant plus important qu'il est recommandé aux coureurs de choisir leur équipement en fonction de leur manière d'aborder le sol. Ainsi, Eskofier et al. ([Eskofier et al., 2013]) comparent des indicateurs mesurés à l'aide d'un accéléromètre placé sur le pied, avec les différents styles de course (plus communément appelés "*patterns*") déterminés à l'aide d'une caméra rapide. L'algorithme de classification utilisé durant cette étude a permis de différencier les trois types de foulées dans le plan antéro-postérieur avec une précision de 93.2%. D'une autre manière, Giandolini et al. ([Giandolini et al., 2014]) déterminent ces trois types de foulées à l'aide de deux accéléromètres placés sur l'avant et l'arrière de la chaussure en observant les écarts de temps entre les impacts.

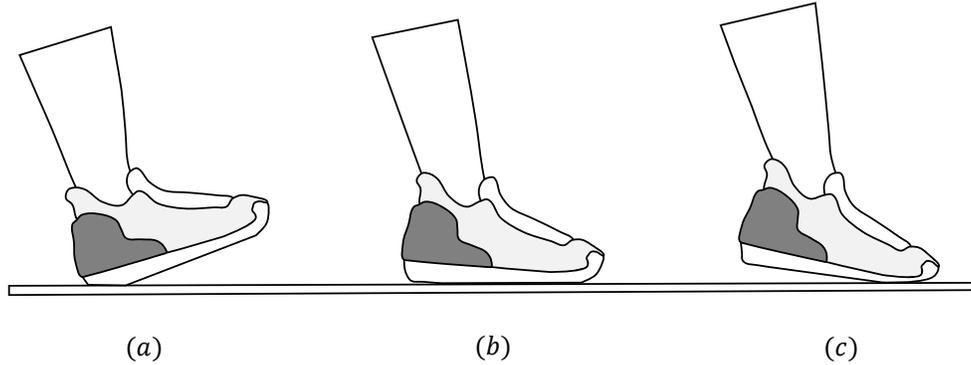


FIGURE 2.3 – Différence de foulée suivant l’axe antéro-postérieur. (a) Talon (RFS), (b) Milieu du pied (MFS), (c) Avant du pied (FFS).

2.2.2 Le cycle de foulée

La foulée correspond au cycle compris entre deux appuis successifs ([Leboeuf et al., 2006]), c’est-à-dire entre l’instant où un des pieds du coureur touche le sol et l’instant où le second pied touche le sol. Durant ce cycle, il est possible d’observer deux phases principales : l’appui (ou contact) durant laquelle le coureur est en contact avec le sol et la suspension (ou vol), durant laquelle le contact n’existe plus (Figure 2.4). La phase d’appui peut se représenter en trois événements successifs. Premièrement, l’amortissement qui correspond à l’instant où le pied entre en contact avec le sol. Puis le soutien durant lequel le coureur est dans une position d’équilibre et le corps est entièrement soutenu par la jambe. Enfin la poussée durant laquelle le coureur n’est plus dans une position d’équilibre et restitue l’énergie emmagasinée pour se propulser.

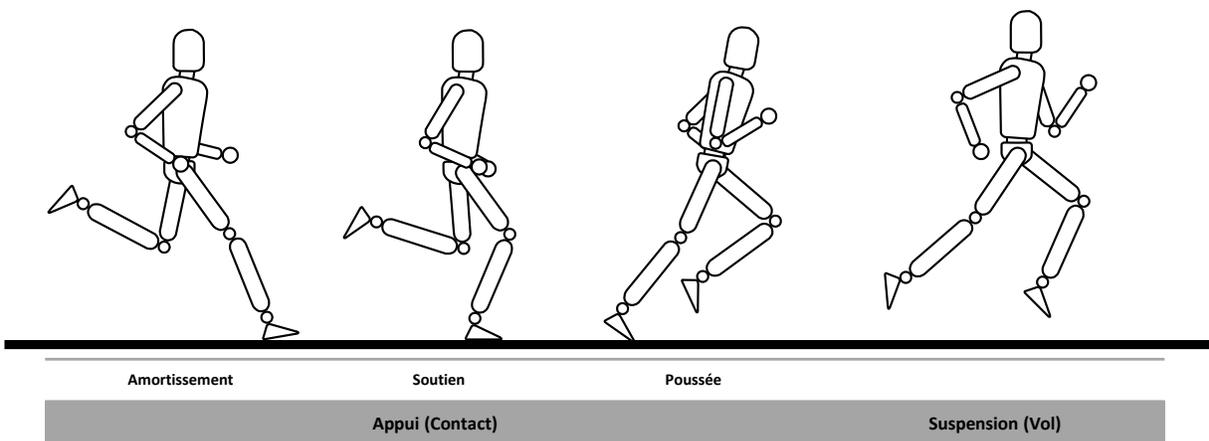


FIGURE 2.4 – Cycle de foulée

Durant le cycle de foulée, et d'un point de vue dynamique, les divers évènements se traduisent différemment en termes de forces ou d'accélération. La phase d'appui est la plus souvent étudiée, car elle représente la phase comprenant les évènements les plus marquants en termes de forces et d'accélération. Durant la phase d'appui, le pied va donc entrer en contact avec le sol jusqu'à s'en décoller.

En terme de force, la composante verticale de la réaction du sol, F_v , (étudiée au moyen de plateforme de force) va donc augmenter au début du contact puis diminuer au moment du décollement du pied. Ainsi la signature du contact en termes de force se représente par une courbe en forme de cloche. Sur cette courbe interviennent deux évènements marquants. Premièrement, un premier pic correspondant à la force de contact maximale qui est donc propre à l'évènement de l'amortissement. Ce pic n'est pas toujours observé selon le type de foulée (RFS, MFS ou FFS) ([Giandolini et al., 2013a]). Puis un second pic correspondant à la force de poussée maximale (Figure 2.5) ([Allard et al., 2011]).

La signature de la phase d'appui en termes d'accélération se présente néanmoins différemment. En mesurant l'accélération des axes verticaux associés au tibia (A_{vT}) et au sacrum (A_{vS}) il est possible de retrouver l'évènement lié au contact du pied avec le sol. Celui-ci se traduit comme un pic de très forte intensité mais de durée très courte. La courbe est similaire à celle d'un choc amorti. Cependant, si l'impact du pied se manifeste sur l'accélération, ce n'est pas le cas de la poussée du pied (Figure 2.5) ([Allard et al., 2011], [Voloshin et al., 1998], [Nigg, 1986]).

La Figure 2.5 présentent donc des courbes théoriques typiques de course à pied basée sur la littérature ([Allard et al., 2011], [Voloshin et al., 1998], [Nigg, 1986], [Lee et al., 2010a]). Cependant, ces courbes théoriques peuvent être impactées par les différents types de foulées et du point de mesure. Cet aspect est mis en évidence par les études de Giandolini et al. ([Giandolini et al., 2013b] et [Giandolini et al., 2013c]) sur la foulée, avec notamment des mesures d'accélération au niveau du pied.

2.2.3 Déterminer des évènements de la foulée

Il a été montré qu'à partir de la mesure de la force (à l'aide de plateformes de force) ou d'accélération (à l'aide d'accéléromètres placés sur les membres inférieurs) il est possible de déterminer certains évènements des phases de la foulée. Cependant, il est possible d'observer certaines divergences dans la littérature particulièrement sur l'instant exact du contact entre le pied et le sol, et l'instant de son décollement.

D'un point de vue mécanique, le contact de la phase d'appui serait défini comme l'instant (C_m) où le pied entre en contact avec le sol. A cet instant la force de réaction verticale du sol sur le pied F_v serait nulle, mais serait positive à l'instant suivant. Il en est de même dans le

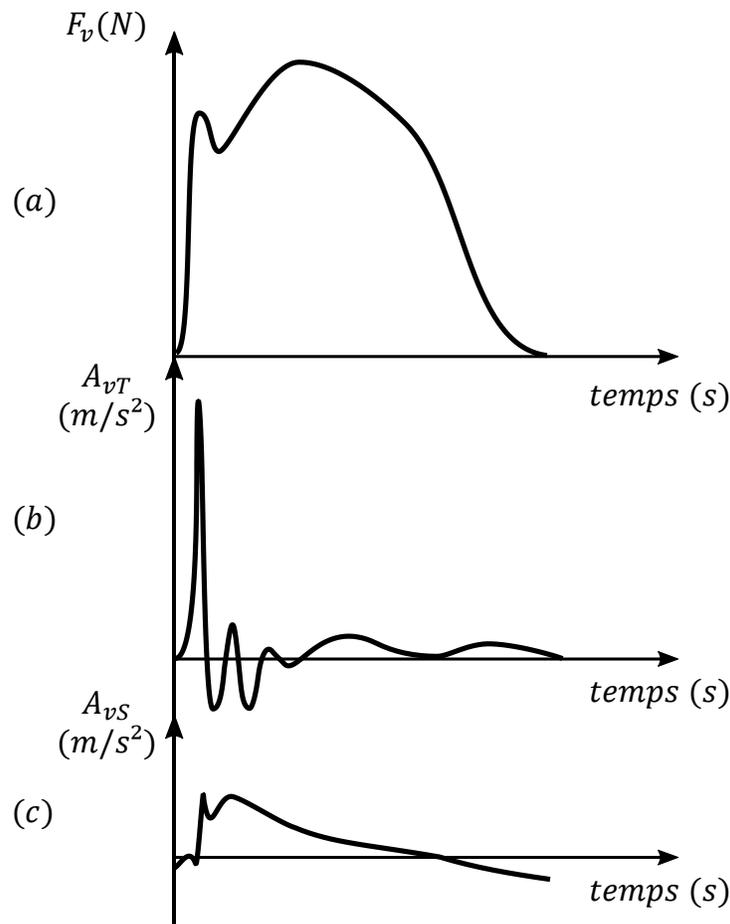


FIGURE 2.5 – Traduction de la phase de contact en terme de composante verticale de la force de contact (a), de l'accélération verticale au niveau du tibia (b) et de l'accélération verticale au niveau du sacrum (c)

cas du décollement (D_m) du pied qui interviendrait à l'instant même où la force deviendrait nulle (Figure 2.6). Ce point de vue uniquement mécanique est très partagé dans la littérature ([Lee et al., 2010b],[Purcell et al., 2005],[Blickhan, 1989]).

Cependant, un point de vue physiologique existe. On considère le contact lorsque le poids du coureur est supporté par le pied. De ce point de vue, la phase d'appui n'interviendrait uniquement que lorsque le corps du coureur serait dans une position stable, ou d'équilibre. Ainsi le contact (C_p) se traduit sur la mesure de la force de réaction verticale comme l'instant où la force atteint $m.g$ (où m est la masse du coureur et g la constante gravitationnelle). De la même manière le décollement (D_p) serait l'instant où la force atteindrait à nouveau la valeur $m.g$. Ce point de vue physiologique est aussi très partagé au sein de la littérature, celui-ci

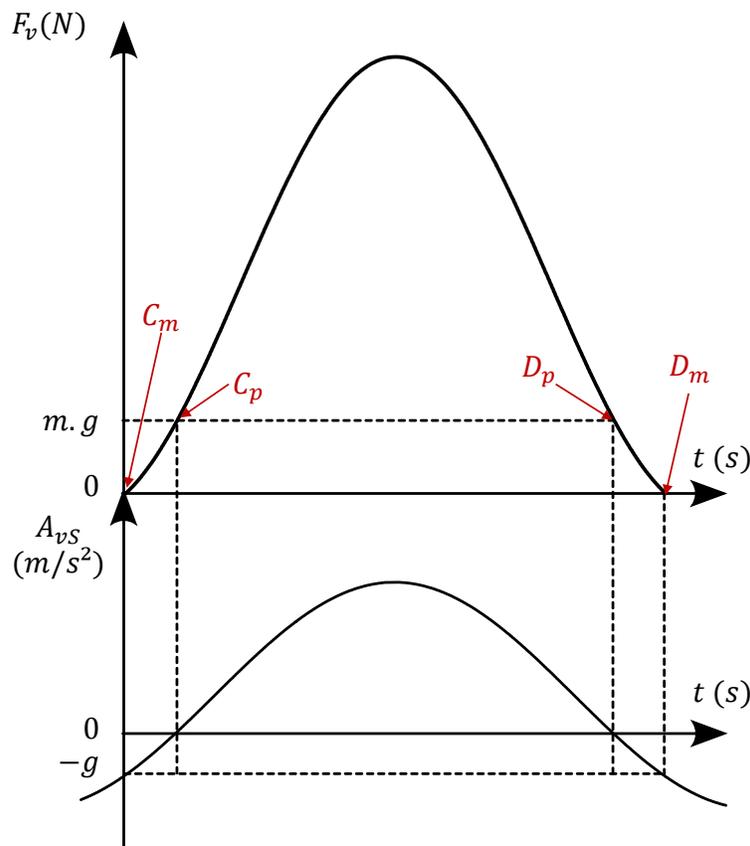


FIGURE 2.6 – Événements de la phase d’appui, présentés sur des courbes théoriques et simplifiées. En haut sur la mesure de la force verticale, en bas sur la mesure de l’accélération verticale au niveau du centre de gravité du coureur

considère la phase d’appui comme une phase où le coureur est en équilibre et non plus dans une phase de chute ([Cavagna, 1970],[Giandolini et al., 2013a],[Gaudino et al., 2013]).

De la même manière, il est possible d’observer les différents événements de contact et de décollement sur le signal accélérométrique au niveau du centre de gravité. Cependant, pour pouvoir observer ces événements, il est nécessaire de considérer que la variation de la composante verticale du mouvement du centre de gravité A_{vS} se représente comme une sinusoïde (Figure 2.7), ([Blickhan, 1989]) et la force comme la partie positive d’une sinusoïde ([Morin et al., 2005]). Avec ces deux considérations, il est donc possible de représenter l’accélération verticale du centre de gravité par une sinusoïde, sans la représentation des chocs (Figure 2.6).

En appliquant la seconde loi de Newton il est possible de lier les forces extérieures \vec{F}_{ext} appliquée à un corps de masse m en terme d’accélération \vec{A} (Équation 2.1). Se traduisant sur l’axe vertical par l’équation 2.2.

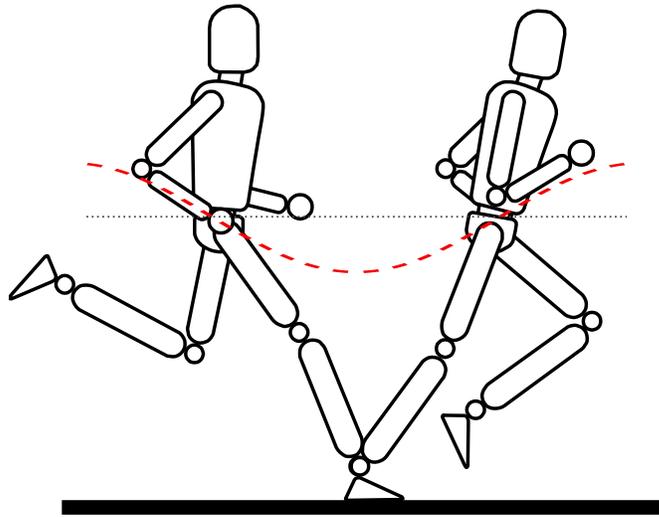


FIGURE 2.7 – Mouvement d'oscillation du centre de gravité

$$\sum \vec{F}_{ext} = m \cdot \vec{A} \quad (2.1)$$

$$-m \cdot g + F_v = m \cdot A_{vS} \quad (2.2)$$

Il est donc possible de déterminer les correspondances entre force et accélération suivant les équations 2.3 et 2.4 ([Gaudino et al., 2013]).

$$F_v = 0 \iff A_{vS} = -g \quad (2.3)$$

$$F_v = m \cdot g \iff A_{vS} = 0 \quad (2.4)$$

Ainsi d'un point de vue mécanique les événements liés au contact et au décollement du pied correspondent à $F_v = 0$ et $A_{vS} = -g$. Tandis que d'un point de vue physiologique, les événements de contact et de décollement du pied correspondent à $F_v = m \cdot g$ et $A_{vS} = 0$.

2.3 Modélisation mécanique de la course à pied

2.3.1 Revue de la littérature

Les études de Cavagna ([Cavagna, 1970], [Cavagna, 1975], [Cavagna and Franzetti, 1986]) portant sur l'énergie mécanique du corps humain lors de la marche et de la course ont permis

de montrer que les membres inférieurs ont des propriétés proches d'un ressort au cours de ces activités.

En se basant sur ces études, Blickhan ([Blickhan, 1989]) et McMahon et al. ([McMahon and Cheng, 1990]), expriment deux modèles masse-ressort pour représenter les membres inférieurs du corps humain au cours d'activités de saut et de course (Figure 2.8). Les modèles sont représentés par une masse (associée à la masse totale du corps) et un ressort (associé aux membres inférieurs). McMahon et al. ([McMahon and Cheng, 1990]) observent que même si les modèles présentent des hypothèses simplificatrices telles que la symétrie du corps lors de l'impact et du décolllement, les modèles répondent bien face aux études expérimentales. Par ailleurs, la modélisation du corps par un modèle simple permet de s'affranchir de la cinématique complexe du corps, et de ses nombreux segments qui se comportent comme autant de petits systèmes masse-ressort.

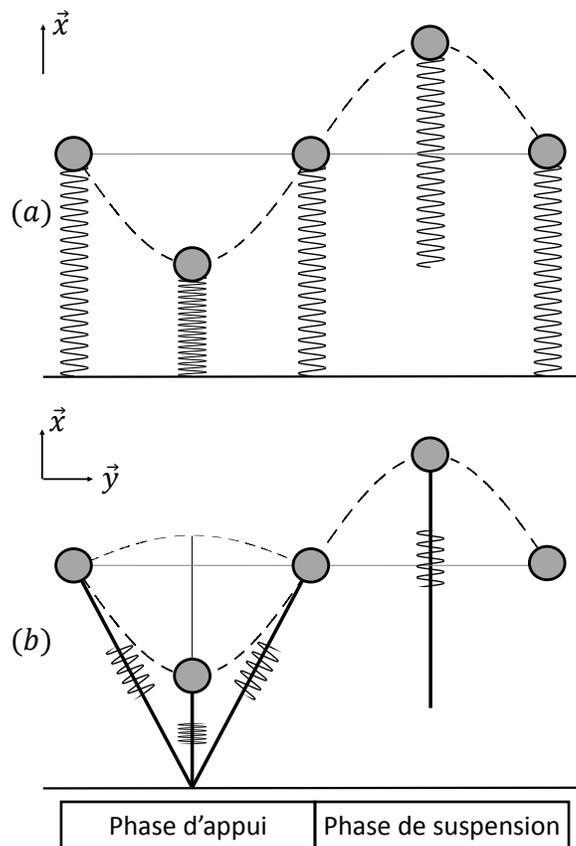


FIGURE 2.8 – Modèles masse ressort. (a) Modèle uni-axial propre à l'étude de l'activité de saut. (b) Modèle bi-axial propre à l'étude de l'activité de course à pied.

Le premier modèle décrit dans ces études, représente un modèle uni-axial, avec un ressort, se comprimant sous l'effet de la masse. La considération d'un modèle uni-axial est très proche

de l'activité de saut, où le corps ne se déplace pas suivant un axe horizontal, et représente des phases très similaires à l'activité de course à pied (phase d'appui et phase de suspension). Ce modèle permet donc de décrire le comportement de la jambe en fonction de plusieurs paramètres tels que la masse du sujet, et les différentes durées de la phase d'appui et de la phase de suspension.

Le second modèle, est très similaire mais, il prend en compte le mouvement horizontal du sujet. Ce modèle bi-axial est donc beaucoup plus approprié pour la description de la course à pied. En effet durant la phase d'appui, le modèle considère une rotation du ressort autour du point qui le lie au sol, tout comme la jambe pivote autour de l'axe de la cheville. Cependant, ce modèle requiert plus de paramètres supplémentaires, telles que la longueur de la jambe ou la vitesse du centre de gravité.

Ainsi, Dalleau et al. ([Dalleau et al., 2004]) utilisent le modèle uni-axial pour exprimer la raideur des membres inférieurs durant le saut en basant sa méthodologie sur la modélisation de la force comme la partie positive d'une sinusoïde. Morin et al. ([Morin et al., 2005]) étendent cette méthode à la course à pied, en utilisant le modèle bi-axial et en faisant intervenir la vitesse de course. Cette méthodologie fut validée par Pappas et al. ([Pappas et al., 2014]) en déterminant les événements de la course à pied au moyen d'une caméra rapide. Enfin, Buchheit et al. ([Buchheit et al., 2015]) valident l'utilisation d'accéléromètres embarqués pour mesurer la raideur des membres inférieurs en course à pied. La méthodologie se base sur les événements accélérométriques décrits par Gaudino et al. ([Gaudino et al., 2013]), permettant par cela la mesure non plus en laboratoire mais en conditions réelles.

Ces modélisations ont donc permis de créer une représentation simplifiée des mécanismes apparaissant durant la pratique de la course à pied. Elles vont alors permettre au moyen de paramètres simples de décrire et quantifier les propriétés mécaniques globales d'un athlète en train de courir. Ces modélisations, validées scientifiquement, sont aujourd'hui utilisées comme bases pour des études plus complexes de l'activité de course comme celle de Nikooyan et Zadpoor ([Nikooyan and Zadpoor, 2012]) qui modélise la fatigue durant la pratique de la course.

2.3.2 Description du modèle masse-ressort uni-axial

Définition des paramètres

Le modèle uni-axial présenté dans cette section est donc essentiellement associé à l'activité de saut (Figure 2.9). Cependant, comme indiqué précédemment, l'activité de saut est très similaire à celle de la course. La compréhension du modèle uni-axial va donc permettre de développer le modèle bi-axial par la suite. Dans ce modèle les phases (I) et (III) représentent

les phases de suspension, avant et après l'appui. Durant ces deux phases, il n'y a pas de contact entre le pied et le sol, le modèle représente donc le cas d'une masse en chute libre subissant uniquement l'accélération de la pesanteur g . La phase (II) représente la phase d'appui. Durant toute cette phase les membres inférieurs sont représentés comme un unique ressort de raideur k_{vert} . En se basant sur le modèle de Dalleau et al. ([Dalleau et al., 2004]), la force appliquée à la masse G par le ressort est définie par l'équation (2.5) ou $F(t)$ représente la force modélisée sous la forme de la partie positive d'une sinusoïde d'amplitude maximale F_{max} en fonction de la durée de la phase d'appui t_a .

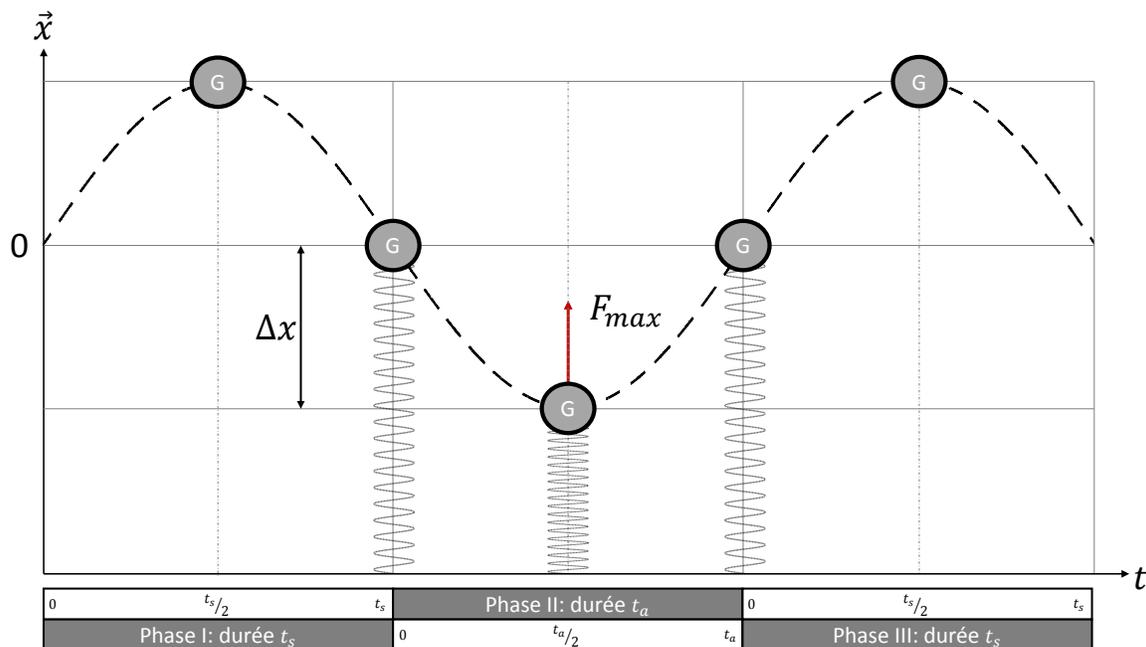


FIGURE 2.9 – Modèle masse ressort uni-axial des membres inférieurs propre à la modélisation du saut

$$F(t) = F_{max} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{t_a} \cdot t\right) \quad (2.5)$$

La raideur du ressort k_{vert} s'exprime en fonction de l'amplitude maximale F_{max} de la force et du déplacement vertical maximum Δx de la masse G (Équation 2.6).

$$F_{max} = k_{vert} \cdot \Delta x \quad (2.6)$$

En appliquant la seconde loi de Newton au corps G de masse m dans la phase (II) on détermine ainsi l'équation 2.7.

$$F(t) - m.g = m.A_{(II)}(t) \quad (2.7)$$

Dans ce problème nous essayons de déterminer F_{max} et Δx afin de pouvoir connaître la raideur k_{vert} . Dans un premier temps, l'équation 2.7 est intégrée afin de travailler avec les vitesses, en effet nous savons que dans la phase (II) lorsque $t = t_a/2$ nous avons $F(t_a/2) = F_{max}$ et $V_{(II)}(t_a/2) = 0$. Dans un second temps, nous intégrerons l'équation de l'accélération deux fois pour déterminer Δx .

Détermination de F_{max}

En intégrant l'équation 2.7 il est possible de décrire l'état du système selon l'équation 2.8.

$$\int_0^{t_a} (F(t) - mg)dt = m(V_{(II)}(t_a) - V_{(II)}(0)) \quad (2.8)$$

En considérant la continuité entre les différentes phases, il est possible de résoudre l'équation 2.8. En s'intéressant aux phases (I) et (III) de durée t_s , la continuité de la vitesse de la masse permet d'écrire que $V_{(I)}(t_s) = V_{(II)}(0)$ et $V_{(II)}(t_a) = V_{(III)}(0)$. Par ailleurs, dans ces deux phases, le système correspond à une masse en chute libre. La seule force appliquée à la masse G est son poids P . Ainsi en intégrant la seconde loi de Newton appliquée à la masse G durant ces deux phases, il est possible de déterminer l'équation 2.9 en estimant la constante d'intégration à l'instant $t = t_s/2$ ou $V(t_s/2) = 0$.

$$V(t) = -gt + g\frac{t_s}{2} \quad (2.9)$$

Ainsi, dans la phase (I), lorsque $t = t_s$ il est possible de déterminer $V_{(I)}(t_s)$ (Équation 2.10)

$$V_{(I)}(t_s) = -g\frac{t_s}{2} = V_{(II)}(0) \quad (2.10)$$

De la même manière, dans la phase (III), lorsque $t = 0$ il est possible de déterminer $V_{(III)}(0)$ (Équation 2.11)

$$V_{(III)}(0) = g\frac{t_s}{2} = V_{(II)}(t_a) \quad (2.11)$$

En insérant dans l'équation 2.8 les valeurs des vitesses aux limites de la phase (II) (Équations 2.10 et 2.11) ainsi que la valeur de la force $F(t)$ (Equation 2.5), il est possible d'estimer la valeur de F_{max} selon l'équation 2.12.

$$F_{max} = mg \cdot \frac{\pi}{2} \cdot \left(\frac{t_s}{t_a} + 1 \right) \quad (2.12)$$

Détermination de Δx

Pour déterminer Δx , il est nécessaire d'estimer le déplacement instantané vertical $X_{(II)}(t)$. Ce dernier se détermine en isolant l'accélération instantanée de l'équation 2.7 et en l'intégrant pour trouver la vitesse instantanée verticale $V_{(II)}(t)$ (Équation 2.13), puis une seconde fois (Équation 2.14). Les constantes d'intégration s'estiment aux instants $t = 0$ et $t = t_a/2$ ou respectivement $X_{(II)}(0) = 0$ et $V_{(II)}(t_a/2) = 0$.

$$V_{(II)}(t) = \frac{-F_{max}}{m} \cdot \frac{t_a}{\pi} \cdot \cos\left(\frac{\pi}{t_a} \cdot t\right) - gt + g \frac{t_a}{2} \quad (2.13)$$

$$X_{(II)}(t) = \frac{-F_{max}}{m} \cdot \frac{t_a^2}{\pi^2} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{t_a} \cdot t\right) - \frac{1}{2}gt^2 + g \frac{t_a}{2}t \quad (2.14)$$

Il est ainsi possible de déterminer Δx à partir de l'équation 2.14 à l'instant $t = t_a/2$:

$$\Delta x = \frac{-F_{max}}{m} \cdot \frac{t_a^2}{\pi^2} + g \frac{t_a^2}{8} \quad (2.15)$$

Ainsi, à partir des équations 2.12 et 2.15 il est possible de déterminer la raideur k_{vert} en suivant l'équation 2.6. A l'aide de ce modèle masse ressort, la raideur k_{vert} du corps humain durant un saut s'exprime simplement à l'aide du temps de suspension t_s , du temps d'appui t_a et de la masse du corps.

2.3.3 Description du modèle masse-ressort bi-axial

Dans le modèle bi-axial, la force $\vec{F}(t)$ et l'accélération $\vec{A}(t)$ appliquées à la masse, présentent une composante verticale et horizontale. Cependant, la composante de la force verticale $F_v(t)$ se modélise de la même manière que pour le modèle uni-axial suivant l'équation 2.16 :

$$F_v(t) = F_{max} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{t_c} \cdot t\right) \quad (2.16)$$

A l'instant où le ressort est comprimé au maximum, le modèle masse-ressort, revient à un modèle uni-axial car les composantes horizontales de la force et de l'accélération sont nulles. L'étude de la raideur de la jambe k_{jambe} , revient donc à étudier dans ce modèle les composantes verticales similaires à celles du modèle uni-axial. Ainsi, il est possible d'exprimer F_{max} et Δx suivant les équations 2.12 et 2.15 décrite pour le modèle uni-axial.

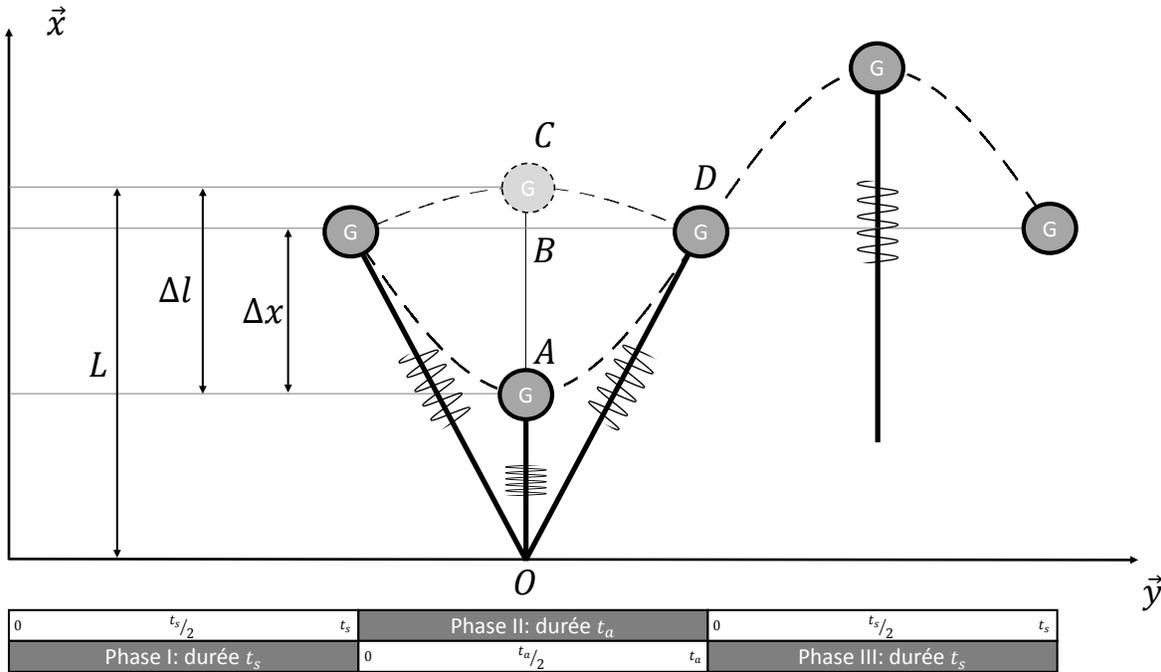


FIGURE 2.10 – Modèle masse ressort bi-axial des membres inférieurs propre à la modélisation de la course à pied

La différence entre le modèle uni-axial et bi-axial intervient lors de la compression maximale du ressort. Dans le modèle uni-axial, le ressort est comprimé de Δx . Cependant, dans le modèle bi-axial, le ressort est comprimé de Δl (Figure 2.10). En effet, durant la phase de contact, le déplacement vertical de la masse est de Δx , mais cela ne correspond pas à la déflexion du ressort qui prend en compte la longueur initiale du ressort L (dans le cas de la course, la longueur de la jambe). Ainsi, la raideur k_{jambe} s'exprime par l'équation 2.17 .

$$k_{jambe} = \frac{F_{max}}{\Delta l} \quad (2.17)$$

En se basant sur les hypothèses de McMahon et al. ([McMahon and Cheng, 1990]) et Farley et al. ([Farley and González, 1996]), Morin et al. ([Morin et al., 2005]), proposent de déterminer Δl en se basant sur la géométrie du modèle bi-axial. Premièrement, on considère que la distance \overline{BD} parcourue par le centre de gravité durant la moitié de la phase d'appui, se détermine en fonction de la vitesse moyenne de course V_c , suivant l'équation 2.18.

$$\overline{BD} = V_c \cdot \frac{t_a}{2} \quad (2.18)$$

Ainsi, par l'utilisation du théorème de Pythagore dans le triangle OBD , la distance algébrique \overline{OB} , se détermine par l'équation 2.19.

$$\overline{OB} = \sqrt{L^2 - (V_c \cdot \frac{t_a}{2})^2} \quad (2.19)$$

Ainsi il est possible d'exprimer Δl , représenté par la distance \overline{AC} , suivant l'équation 2.20 en exprimant la longueur du segment $[AC] = [OC] - [OB] + [AB]$.

$$\Delta l = L - \sqrt{L^2 - (V_c \cdot \frac{t_a}{2})^2} + \Delta x \quad (2.20)$$

De cette manière, à partir des équations 2.12 et 2.20 il est possible de déterminer la raideur k_{jambe} en suivant l'équation 2.17. A l'aide de ce modèle masse ressort, la raideur k_{jambe} du corps humain durant un saut s'exprime à l'aide du temps de suspension t_s , du temps d'appui t_a de la masse du corps, mais aussi de la vitesse moyenne du coureur V_c et de la longueur de la jambe L .

Les deux modèles présentés permettent donc de pouvoir mieux comprendre les différents phénomènes intervenant durant la foulée comme l'amortissement de la jambe jusqu'à la phase de restitution de l'énergie accumulée lors de l'amortissement.

2.4 La fatigue en course à pied

2.4.1 Définition de la fatigue

La fatigue peut se définir de deux manières ([Monod et al., 2007]) : celle dite "subjective", qui passe par le ressenti du coureur et se base sur des notions difficilement mesurables telles que la lassitude ou la douleur ; et celle dite "objective", que l'on considère mesurable par un observateur externe et impartial. Quelle que soit la définition, le processus de fatigue général du corps humain englobe ces deux dénominations. Le monde scientifique s'accorde à définir la fatigue comme : une baisse de la capacité à générer une force, un couple ou une puissance imposé ([Brisswalter and Hausswirth, 2003], [Monod et al., 2007], [Billat, 2012]). La fatigue reste aussi associée à des notions telles que l'inconfort, l'usure, la récupération incomplète ou la baisse de performance.

Il est commun aujourd'hui de considérer que la fatigue, due au surentraînement ou à l'intensité de certaines sollicitations, est un phénomène majeur dans l'apparition de blessures chez le coureur ([Voloshin et al., 1998], [Mizrahi and Daily, 2012], [Friesenbichler et al., 2011], [Patterson et al., 2011], [Derrick et al., 2002]). Ces blessures peuvent se présenter sous la forme de tendinites (tendon rotulien, tenseur du fascia-lata), périostites, ténosynovites (jambier antérieur, postérieur), entorses, et exceptionnellement de fracture (notamment au niveau des orteils).

2.4.2 Expression de la fatigue

La nécessité de pouvoir mesurer et quantifier la fatigue est un objectif majeur pour pallier l'apparition de blessures chez le coureur. Cependant la communauté scientifique ne s'est pas accordée sur la manière d'exprimer les phénomènes de fatigue. D'après une étude de Noakes [Noakes, 2000], il existe cinq points de vue différents qui permettent chacun d'exprimer le phénomène physique de fatigue ou de performance de manière différente.

Expression cardiovasculaire

La fatigue cardiovasculaire se traduit par le fait que les muscles ne sont plus fournis en oxygène et que par ce biais ils ne pourraient plus offrir l'effort nécessaire à la pratique de cette activité. Bien que le fondement général de ce point de vue soit accepté, la cause de cet effet fut discutée au cours du dernier siècle ([Noakes, 2000]) en se basant sur les postulats de Hill et al. ([Hill et al., 1924]).

Tout d'abord, une première théorie fut proposée considérant simplement que le cœur atteignait une limite cardiaque maximale qui lui empêchait de fournir aux muscles la quantité d'oxygène nécessaire (Figure 2.11 (a)). Par la suite cette modélisation fut améliorée, considérant que, comme le cœur était avant tout un muscle la limite cardiaque maximale avait un effet plus important sur le cœur lui-même que sur le système musculaire moteur (Figure 2.11 (b)). Cette modélisation permit d'apporter une hypothèse que cette limitation cardiaque pouvait jouer un rôle protecteur de l'organe. De cette manière la fatigue était alors justifiée par une baisse de la fonction du cœur à maintenir un flux sanguin. Cependant, il était aussi observé que l'arrêt d'un exercice physique dû à la fatigue ne faisait pas forcément atteindre cette limite maximale. Ce qui suggéra une nouvelle hypothèse, qu'il existe un mécanisme gouvernant (système nerveux central) jouant un rôle de protection du corps afin de limiter la fatigue (Figure 2.11 (c), [Hill et al., 1924]).

Expression énergétique

De manière similaire à l'expression cardiovasculaire, l'expression énergétique s'intéresse à l'apport aux muscles de l'énergie nécessaire à la pratique de l'activité. Cette expression peut se voir de deux points de vue. D'un côté, on considère que la performance provient du fait que le corps a la capacité de produire l'énergie nécessaire (sous la forme d'adénosine triphosphate). Ainsi les meilleures performances correspondent à une meilleure capacité à générer ce carburant. D'un autre côté, on considère que la fatigue lors d'exercice prolongé est associée à un épuisement des stocks énergétiques (glycogène) dans les muscles. Bien que ces points de vue sont intéressants ils restent néanmoins critiqués car très proches de

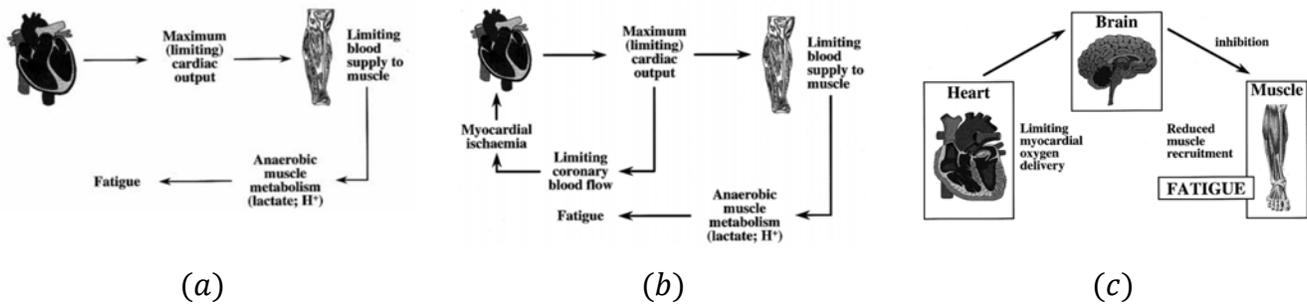


FIGURE 2.11 – Différentes théories proposées pour l’expression cardiovasculaire de la fatigue selon l’étude de Noakes ([Noakes, 2000]) sur la base des postulats de Hill et al. ([Hill et al., 1924]). (a) Limite maximale du cœur appliquée aux muscles. (b) Limite maximale du cœur appliquée aux cœur. (c) Mécanisme gouvernant protecteur.

l’hypothèse cardiovasculaire qui pourrait expliquer le phénomène de carence en énergie en amont ([Noakes, 2000]).

Expression musculaire

L’hypothèse musculaire associe la fatigue à un échec du système nerveux central à recruter les muscles nécessaires lors d’un exercice physique. Cette hypothèse peut se traduire physiquement par une difficulté du muscle à se contracter. Comme pour l’expression cardiovasculaire, ce phénomène peut aussi correspondre à une capacité du corps à protéger les organes moteurs lors de sollicitations trop importantes. Ainsi, une meilleure performance pourrait alors correspondre à une meilleure capacité à recruter les muscles et à générer des forces ([Noakes, 2000]).

Expression biomécanique

Contrairement aux trois expressions précédentes qui associent la fatigue, à une perte de capacités à apporter une ressource, ou protéger les organes du corps, l’hypothèse biomécanique s’intéresse uniquement au corps humain comme un système mécanique. Elle considère donc la fatigue comme une variation de paramètres mécaniques du corps humain. Pour les sports correspondant à des déplacements cycliques de la masse du corps, cela se traduit par une capacité des muscles à se comporter comme des ressorts et à restituer les différentes énergies mécaniques ([Blickhan, 1989]).

Cette hypothèse considère aussi des notions en termes de vitesses ou d’amplitudes répétées sur des durées courtes, qui, dans des sports comme la course à pied induisent une fatigue spécifique et mesurable ([Nicol et al., 1991a], [Nicol et al., 1991b]). Ces différentes notions

sont donc liées à un processus réversible d'endommagement des muscles et des articulations. Ainsi le phénomène de performance peut aussi s'associer à une capacité de résistance du corps humain à des usures cycliques ou à une récupération plus rapide.

Expression psychologique

L'expression psychologique de la fatigue peut se traduire par un effet de motivation. La capacité de maintenir un effort physique durant un exercice se lie donc à un effort conscient influencé par de la fatigue centrale qui met en défaut les commandes motrices du corps humain.

Vers une expression générale

Chacun de ces concepts a permis d'exprimer la fatigue et la performance au moyen d'indications physiologiques différentes. Cependant, quelle que soit l'expression de la fatigue, la réalité de ce phénomène intervient entre ces différents points de vue. Il est donc nécessaire pour étudier les phénomènes de fatigue de prendre en compte toutes ces expressions et de suivre au mieux les variations de chaque facteur : du métabolisme, du système moteur et mécanique et de la motivation des athlètes ([Noakes, 2000]).

2.4.3 Études de la fatigue en course à pied

Quel que soit le point de vue, plusieurs études se sont intéressées à quantifier et observer la variation de phénomènes de fatigue au cours d'exercices poussant à la rupture physique. Ces travaux peuvent se présenter : soit de manière objective en quantifiant les effets physiques sur le corps humain, soit de manière subjective en quantifiant comment est perçu l'effort. C'est par l'utilisation de ces quantifications qu'il est possible de modéliser et prédire l'apparition de la fatigue.

Étude objective : effet de la fatigue sur le corps humain.

Comme introduit précédemment, les phénomènes intervenant lors de l'apparition de fatigue durant la pratique de la course à pied peuvent être très variés. Ainsi, on observe dans la littérature des protocoles différents. Certains observent l'apparition de la fatigue après une certaine durée de test à vitesse constante ([Mizrahi et al., 1997]). D'autres, provoquent la fatigue par une série de sprints répétés ([Morin et al., 2006]). Enfin, d'autres études proposent un protocole en laboratoire totalement paramétré afin d'observer les différences entre l'instant avant et après une compétition ([Giandolini et al., 2013b]). Deux études de Nicol et

al. ([Nicol et al., 1991a] et [Nicol et al., 1991b]) proposent un protocole permettant d'étudier différents paramètres, avant, après et surtout durant la pratique d'un marathon.

De la même manière, la diversité des protocoles engendre des hypothèses d'études variées. Certaines études observent l'évolution au cours du temps de la valeur moyenne d'un indicateur ([Mizrahi et al., 1997]). D'autres études s'intéressent à l'instabilité et au côté imprévisible d'indicateurs avec les phénomènes de fatigue ([Meardon et al., 2011]). Enfin, d'autres s'intéressent aux changements des caractéristiques cycliques du signal ([Bonnardot and El Badaoui, 2010]).

Les études traitant de la fatigue se sont intéressées à la variation du paramétrage de course. Les indicateurs utilisés étaient donc essentiellement basés sur la vitesse et les différents événements déterminés par l'analyse du mouvement. Les études de Nicol ([Nicol et al., 1991a], [Nicol et al., 1991b]) et Paavolainen et al. ([Paavolainen et al., 1999]) montrent une diminution de la vitesse maximale atteignable lors de sprint après un effort d'endurance provoquant de la fatigue. Pour ce dernier on observe aussi une augmentation du temps d'appui. Ces résultats sont confirmés avec l'étude de Morin et al. ([Morin et al., 2006]) qui observent une diminution moyenne de 14% de cet indicateur lors de sprint sur 100m. La fréquence de foulée fut aussi étudiée sur des protocoles s'intéressant à une fatigue associée à de l'endurance. Dans leur étude, Mizrahi et al. ([Mizrahi et al., 2000]) observent une diminution de la fréquence de foulée moyenne avec l'apparition de fatigue (1.46Hz à 1.39Hz). L'étude de Meardon et al. ([Meardon et al., 2011]) montre cependant, non pas une diminution, mais plutôt que ce paramètre devient de plus en plus difficile à prédire.

Du point de vue des propriétés physiologiques, la fatigue présente différents aspects. En général, la réponse neuro-musculaire du corps présentée par la mesure de l'activité musculaire montre différents résultats. Dans leur étude, Mizrahi et al. ([Mizrahi et al., 1997]) concluent après 30 minutes de course à vitesse soutenue qu'il n'existe pas de corrélation entre l'activité musculaire et la fatigue des coureurs. Si les travaux de Paavolainen et al. ([Paavolainen et al., 1999]) montrent qu'il n'y a pas de variation de cette activité sur une course de 10km, ils observent cependant une variation de cet indicateur sur des sprints se déroulant avant et après la course. de cette manière, ils concluent que l'origine de la fatigue n'est pas forcément que périphérique mais qu'elle est aussi associée à de la fatigue centrale. L'analyse des données respiratoires, souvent utilisée comme suivi de l'apparition de fatigue, montre en général une augmentation de la concentration de CO_2 en fin d'expiration (PETCO₂). Ces résultats se retrouvent dans l'étude de Voloshin et al. en 1998 suivie de celle de Mizrahi et al. en 2000 ([Voloshin et al., 1998], [Mizrahi et al., 2000]), qui traitent de la fatigue sur un protocole de 30 minutes à vitesse soutenue. Des études se sont aussi portées sur le coût énergétique lié à la fatigue. L'étude de Candau et al. ([Candau et al., 1998]) a montré une augmentation de

6.9% du coût énergétique de la course à pied durant un exercice à vitesse constante sur tapis de course. Les résultats de ces travaux ont souligné le fait que le coût énergétique était lié aux variabilités au sein de la foulée.

Comme introduit précédemment la fatigue peut aussi s'exprimer de manière biomécanique. De cette manière la fatigue est étudiée au travers de variations des propriétés mécaniques du corps humain. Du point de vue des accélérations, plusieurs études ont montré une augmentation de l'amplitude des accélérations mesurées au niveau des membres inférieurs. Mizrahi et al. ([Mizrahi et al., 2000]) montrent une augmentation de 6.9 à 11.1g des pics des accélérations mesurées au niveau du tibia. Ces résultats sont en accord avec ceux développés quelques années auparavant ([Mizrahi et al., 1997]). L'étude de Friesenbichler et al. ([Friesenbichler et al., 2011]) confirme cette augmentation en observant une augmentation générale de l'accélération avec l'apparition de fatigue lors d'un test d'endurance à vitesse constante. Cependant, des résultats différents sont observés dans l'étude de Giandolini et al. ([Giandolini et al., 2013b]). En effet aucun changement ne fut observé pour les amplitudes des pics d'accélération mesurés au tibia, au talon et aux métatarses. Cependant cette étude proposait un protocole légèrement différent, avec une séance de course sur tapis avant et après un ultra-trail. La force de réaction du sol fut aussi étudiée avec la fatigue. Les études de Nicol ([Nicol et al., 1991a], [Nicol et al., 1991b]) et Paavolainen et al. ([Paavolainen et al., 1999]) montrent une diminution de la force de réaction du sol lors de sprint après un effort d'endurance. Ces résultats ne sont pas confirmés par l'étude de Morin et al. ([Morin et al., 2006]), qui cependant, ne mesurent pas cette force mais la déterminent théoriquement. L'étude de la réponse mécanique est aussi étudiée au travers de la cinématique du corps, qui montre des modifications d'angles avec l'apparition de fatigue ([Mizrahi et al., 2000]). Derrick et al. ([Derrick et al., 2002]) concluent que la modification de la cinématique entraîne une modification de la masse effective des membres inférieurs (représentant la quantité de masse du corps accélérée lors du mouvement), ce qui justifie l'augmentation de l'accélération et la diminution de la force de réaction. Finalement, l'étude de la fatigue montre aussi une altération des propriétés du modèle masse-ressort associés aux membres inférieurs avec une diminution significative de k_{vert} et moins importante pour k_{jambe} d'après les études de Morin et al. ([Morin et al., 2006]) et Dutto et al. ([Dutto and Smith, 2002]).

Étude subjective : indicateur de fatigue

Les études subjectives de la fatigue sont souvent introduites sous la forme de questionnaires ou d'échelles de fatigue. Les différentes études de Borg ([Borg, 1971], [Borg, 1982]) ont permis de mettre au point deux échelles subjectives permettant de quantifier la perception de l'exercice (Figure 2.12). La première fut développée afin de suivre une augmentation linéaire

de la difficulté de l'exercice. Les notes entre 6 et 20 furent associées avec un terme de vocabulaire décrivant la perception de l'effort. La seconde fut développée de la même manière mais en introduisant une notion de ratio entre les différentes notes (classée de 0 à 10).

6	
7	Very, very light
8	
9	Very light
10	
11	Fairly light
12	
13	Somewhat hard
14	
15	Hard
16	
17	Very Hard
18	
19	Very, very hard
20	

(a)

0	Nothing at all
0,5	Very, very weak
1	Very weak
2	Weak
3	Moderate
4	Somewhat strong
5	Strong
6	
7	Very strong
8	
9	
10	Very, very strong
•	
	Maximal

(b)

FIGURE 2.12 – Les deux échelles subjectives proposées par Borg ([Borg, 1971], [Borg, 1982]). (a) Échelle linéaire. (b) Échelle avec notion de ratio.

D'après Borg, la première échelle est plus adaptée à des études simples sur la perception d'un effort physique, pour tester des exercices et des prédictions d'intensité. Elle a été définie comme étant un indicateur de fatigue linéaire au cours du temps d'essai ([Noakes, 2004]) et, est souvent utilisées comme base de référence pour des tests de fatigue ([Friesenbichler et al., 2011], [Stirling et al., 2012]). La seconde s'adapterait plus à la détermination de symptômes subjectifs.

Modélisation de la fatigue

Au début du $XX^{\text{ème}}$ siècles Kennelly propose un modèle empirique de fatigue ([Kennelly, 1906]). Ce modèle permet de lier la vitesse de course V à une durée limite d'effort t_{lim} et de deux paramètres représentant la locomotion $K = 1.2307$ et $n = 1/9$ (Equation 2.21).

$$V = \frac{K}{t_{lim}^n} \quad (2.21)$$

Ce modèle se base sur les records de course de l'époque et représente plutôt un modèle de

capacité maximale du corps humain plutôt qu'un modèle de fatigue. Cependant, l'apparition d'une durée limite de course fut une grande inspiration pour le développement de modèles de prédiction de fatigue. Par la suite de nombreuses études ont permis de développer des modèles plus détaillés, faisant intervenir des notions de puissance ([Tornvall, 1963]), d'endurance ([Henry and Farmer, 1949]) et de force ([Keller, 1973]). Pour la plupart, ces modèles étaient essentiellement basés sur les différents records de l'époque. En parallèle, des modèles physiologiques considérés comme "bio-énergétique" furent proposés, prenant en compte les connaissances actuelles sur les capacités maximales de différents métabolismes, des critères de performance, des quantités d'entraînement ou la notion de fréquence cardiaque ([Morton et al., 1990], [Péronnet and Thibault, 1989]).

Du point de vue de la biomécanique et pour la compréhension des caractéristiques mécaniques du corps humain, il existe différentes modélisations. On peut notamment en présenter deux particulières. Le modèle de Nikooyan et Zadpoor ([Nikooyan and Zadpoor, 2012]) est un modèle masse-ressort du corps humain permettant de prendre en compte les adaptations musculaires lors de la course à pied mais aussi lors de l'apparition de fatigue (Figure 2.13). Le modèle représente donc des masses dites "rigides" représentant le système squelettique de l'athlète et de masses dites "vibrantes" représentant les muscles et tissus mous. La fatigue est modélisée dans ce système comme une entrée se basant sur deux hypothèses. Premièrement, que le corps humain adapte ses propriétés mécaniques au niveau des membres inférieurs pour minimiser la force de contact avec le sol. De plus, on considère que le corps ajuste les propriétés mécaniques des tissus mous des membres inférieurs afin que les changements dans l'amplitude des vibrations perçues soient minimum. Les résultats de cette étude ont permis de montrer que l'amplitude des vibrations des tissus mous des membres inférieurs augmentait de manière considérable (20%) avec l'apparition de fatigue musculaire tandis que les effets de la fatigue sur la force de réaction du sol étaient négligeables.

Si le modèle de Nikooyan et Zadpoor ([Nikooyan and Zadpoor, 2012]) permet d'étudier les effets de la fatigue sur le corps humain. Le modèle proposé par Gazeau et al. ([Gazeau et al., 1997]) permet, comme le faisait celui de Kennelly, de calculer une durée limite d'exercice en fonction de paramètres mesurés. Dans cette étude, des paramètres liés particulièrement à la cinématique du coureur sont mesurés à l'aide de gyroscopes. Ces paramètres sont déterminés durant un exercice menant à l'exhaustion du coureur. En se basant sur quatre paramètres particuliers une équation mathématique est créée au moyen d'une régression linéaire multiple permettant de prédire la durée limite de l'exercice t_{lim} . Cette équation (Equation 2.22) se base sur les quatre paramètres suivant : la vitesse angulaire maximale du genou lors de sa flexion ($MAVKF$), l'accélération angulaire maximale du genou lors du contact ($MAAK$) ; la vitesse angulaire maximale de la hanche lors de la phase d'appui ($MAVHP$) et la vitesse angulaire

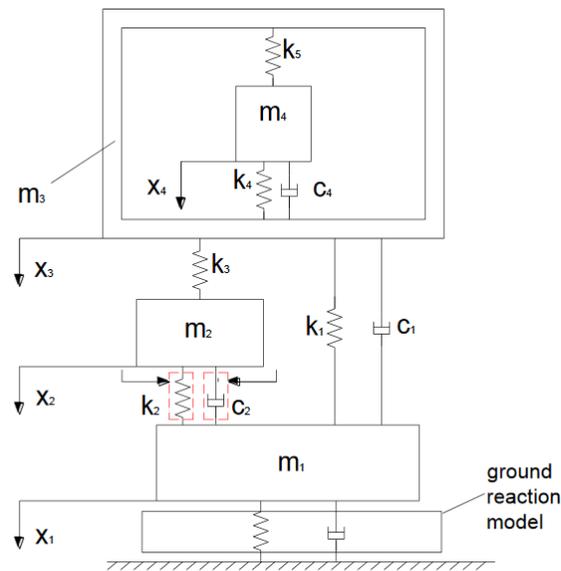


FIGURE 2.13 – Modèle proposé par Nikooyan et Zadpoor ([Nikooyan and Zadpoor, 2012]). Les masses m_1 et m_2 représentent respectivement les masses rigides et vibrantes des membres inférieurs. Les masses m_3 et m_4 représentent respectivement les masses vibrantes et rigides des membres supérieurs.

maximale du genou lors de la phase d'appui ($MAVKP$).

$$t_{lim} = 384.4 - 31.77MAVKF - 11.93MAAK + 4.787MAVHP + 2.933MAVKP \quad (2.22)$$

Dans un cas idéal cette modélisation pourrait donc permettre au moyen d'une mesure en temps réel de prédire des informations sur la fatigue du coureur. Les résultats de ce modèle montrent une corrélation excellente avec la durée de l'exercice ($r = 0.99$). Cependant, ce modèle peut être critiqué sur un point. En effet, comme souligné par Noakes ([Noakes, 2000]), la description de la fatigue ne peut se faire au moyen d'une seule expression de la fatigue. La prédiction de la fatigue d'un point de vue uniquement biomécanique, et d'autant plus, uniquement cinématique ne peut apporter autant d'information.

2.5 Conclusion

La course à pied a été à ce jour quantifiée mécaniquement. Cette étape a permis de mieux comprendre les phénomènes physiques intervenant durant la pratique de cette activité.

Ces connaissances vont servir de base pour le développement de nouvelles techniques ou de nouveaux équipements permettant l'amélioration de la performance mais aussi d'assurer la santé des athlètes.

Tout d'abord, ce chapitre a permis de présenter la notion de foulée en présentant ses différentes caractéristiques. Ces dernières se sont présentées sous la forme de patterns de course et de phases décomposées du mouvement. Cette section a permis d'introduire des représentations physiques quantifiées de la foulée en termes de mouvements, de forces et d'accélération.

Par la suite, deux modèles masse-ressort ont été présentés, permettant une représentation simplifiée de la course à pied et des différents événements qui la composent. Ces modèles représentent des bases pour la compréhension des différents mécanismes intervenant durant la pratique de la course, comme l'amortissement ou la transmission des énergies mécaniques.

Enfin, ce chapitre a permis de présenter la notion de fatigue, les différentes manières de la définir et de la quantifier. Ce phénomène reste aujourd'hui très discuté mais la communauté scientifique s'accorde sur le fait que celle-ci est une cause de blessures et de baisse de performance.

Ces deux chapitres bibliographiques ont donc permis de définir le besoin en termes de mesure accélérométrique pour la pratique de la course à pied. Si à ce jour ce sport a été essentiellement étudié par l'analyse du mouvement, une analyse vibratoire plus importante est alors nécessaire afin d'associer la mesure aux phénomènes de fatigue de performance et de blessure. Pour ce faire la validation d'un capteur accélérométrique est donc nécessaire pour étudier la course à pied. Ce capteur devra alors répondre aux besoins actuels d'autonomie et de mesure embarquée afin de pouvoir monitorer sa performance et sa santé.

Chapitre 3

Étude d'une centrale inertielle pour la quantification accélérométrique de la course à pied.

Ce chapitre répond au besoin, présenté dans les deux premiers chapitres, de valider un outil pour la mesure de vibrations et d'accélération durant la pratique d'activité sportive, et notamment pour la course à pied. Dans un premier temps, le contexte et les contraintes liées au sport et en particulier pour la course à pied seront présentés afin d'introduire le choix du capteur. Dans un second temps, la validation de l'outillage sur un protocole en laboratoire classique sera présentée. Enfin la validation du capteur en condition de course sera établie avant de conclure.

3.1 Contexte

3.1.1 Contraintes liées au sport

Aujourd'hui les études des sollicitations en course à pied ont été souvent menées dans des environnements contrôlés en laboratoire, car ils permettent l'utilisation de capteurs fixes. Cependant, ces études en conditions simulées ont tendance à influencer les patterns naturels de course ([Lee et al., 2010a]). La mesure de la course à pied demande donc une mesure continue et embarquée afin de suivre le déplacement de l'athlète au cours de l'activité.

Afin de répondre aux contraintes de mesure embarquée, les systèmes de mesures doivent donc présenter une certaine autonomie en énergie afin de suivre l'athlète durant plusieurs minutes pour certaines épreuves, à plusieurs heures pour les courses les plus longues. En complément, l'outil de mesure doit aussi répondre à une autonomie en mémoire dans le cas

du stockage des données, ou à un transfert des données en se basant sur les technologies sans-fils pour ne pas gêner les sportifs. L'autonomie en énergie et en mémoire va directement impacter le volume et la masse du capteur qui doivent être minimisés afin de ne pas influencer la technique de course et ne présenter aucune gêne à la pratique de l'activité.

De manière évidente, l'outil de mesure doit pouvoir respecter les gammes d'amplitudes et de fréquences représentées par l'activité de course à pied. Cette dernière peut être influencée par de nombreux paramètres tels que la vitesse, le dénivelé et l'équipement de l'athlète.

Selon les normes relatives à l'exposition aux vibrations, le point de mesure doit se situer à l'interface entre la surface vibrante et le corps. Dans le cas de la course à pied, ce point se retrouve sous le pied, entre la plante du pied et la semelle de la chaussure. Ce point de mesure est difficile à respecter dû à l'espace extrêmement limité pour y placer un capteur. A ce jour, certaines chaussures sont adaptées pour une mesure embarquée, mais les systèmes commercialisés adaptables sont limités. En effet, les informations récupérées ne permettent pas d'étudier les sollicitations mécaniques de la course à pied et les données brutes ne sont que rarement accessibles comme peut le souligner Patterson et al. ([Patterson et al., 2011]).

Selon les contraintes présentes dans le monde du sport, il est difficile de choisir un capteur qui s'adapte parfaitement à la course à pied. D'un côté, les capteurs industriels utilisés pour la mesure de vibration ne permettent pas ou difficilement une mesure embarquée et sans gêne car ils nécessitent pour la plupart d'être complétés d'un système d'acquisition. Ces derniers ont présenté une contrainte d'encombrement supplémentaire lors de plusieurs études des vibrations chez les sportifs (Figure 3.1, [Bonnardot and El Badaoui, 2010], [Chimentin et al., 2012], [Tarabini et al., 2015], [Crequy, 2015]). D'un autre côté, les systèmes de suivi de sportifs commercialisés aujourd'hui sont souvent limités en information et ne permettent pas d'étudier les sollicitations en course. Pour répondre à ces contraintes, deux solutions peuvent exister : soit le développement d'un capteur spécifique répondant au besoin de l'étude, soit l'utilisation de systèmes permettant d'accéder aux données brutes et répondant à la contrainte de mesure embarquée. Parmi ces systèmes, il existe les centrales inertielles qui sont utilisées pour la navigation pour déterminer le mouvement et l'orientation d'un mobile. Ces appareils présentent l'avantage de regrouper sur une carte électronique plusieurs capteurs, dont un accéléromètre et un gyroscope. Cependant, ces capteurs disposent généralement d'une fréquence d'échantillonnage assez faible dû à leur but principal qui est d'étudier la cinématique. Afin de pouvoir mesurer les accélérations et les vibrations sur le corps humain, le choix de l'étude s'est porté sur une centrale inertielle à haute fréquence d'échantillonnage présentée par la suite.

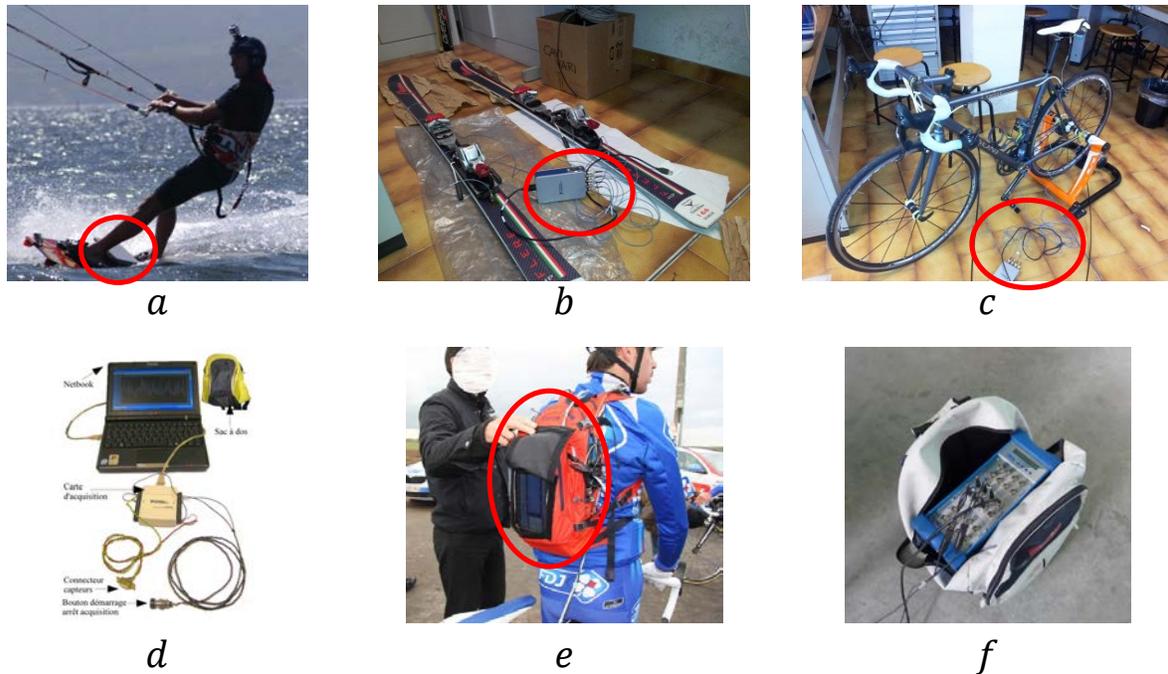


FIGURE 3.1 – Mesure des sollicitations vibratoires dans le monde du sport : équipement des systèmes d’acquisitions. [Tarabini et al., 2015] : (a), (b), (c); [Bonnardot and El Badaoui, 2010] : (d); [Crequy, 2015] : (e); [Chimentin et al., 2012] : (f).

3.1.2 Choix du capteur

Afin de répondre aux différentes contraintes présentées dans la sous-section précédente le choix de la validation d’une centrale inertielle a été faite après une veille technologique portant sur différents capteurs accélérométriques embarqués et autonomes, pouvant s’adapter à l’analyse du mouvement ainsi qu’à l’analyse vibratoire. La centrale inertielle Hikob Fox (Hikob, Villeurbanne, France) a été développée à la suite d’une étude visant à analyser l’allure de marche et de course à l’occasion de la course dans le dessert "Sultan Marathon des Sables 2010" ([Chelius et al., 2011]). La centrale Hikob Fox, plus détaillée dans les travaux de thèse de Lauzier ([Lauzier, 2015]), a été utilisée alors dans plusieurs applications sportives visant à étudier le mouvement, les patterns et les sollicitations en course à pied et en trail ([Chelius et al., 2011], [Lauzier, 2015], [Giandolini et al., 2015], [Horvais and Giandolini, 2013]), la transmission des vibrations dans des vélos ([Bertucci et al., 2015]), la cinématique des chevaux en équitation ([Martin et al., 2016]), la cinématique et des caractéristiques en natation ([Guignard et al., 2015]) ou plus généralement la mobilité humaine ([Denis et al., 2014]).

La centrale Hikob Fox (Figure 3.2) se compose d’une carte électronique et d’une batterie, montée dans un boîtier (Dimension : $45 \times 36 \times 17mm$; Masse totale : $22g$). La carte

électronique est équipée de plusieurs capteurs MEMS : un accéléromètre tri axial (Plage de mesure configurable entre $\pm 2g$ et $\pm 24g$; Fréquence d'échantillonnage configurable entre $1Hz$ et $1344Hz$), un gyroscope tri axial (Plage de mesure configurable entre $\pm 250^\circ/s$ et $\pm 2000^\circ/s$; Fréquence d'échantillonnage configurable entre $1Hz$ et $800Hz$), un magnétomètre tri axial (Plage de mesure configurable entre $\pm 1.3gauss$ et $\pm 8.1gauss$; Fréquence d'échantillonnage configurable entre $1Hz$ et $220Hz$) et un capteur de pression (Plage de mesure entre $300mbar$ et $1100mbar$; Fréquence d'échantillonnage configurable entre $1Hz$ et $12.5Hz$). Par le biais de sa batterie et d'une carte mémoire modulaire, la centrale présente donc l'avantage d'être autonome en énergie et en mémoire avec une durée de vie variable selon les fréquences d'échantillonnages choisies et les différents capteurs qui peuvent être activés ou non.



FIGURE 3.2 – Système Hikob Fox comprenant une carte électronique, sa batterie et son boîtier

Ces centrales présentent la plupart des caractéristiques requises pour la mesure des sollicitations en course à pied telles que l'autonomie, la possibilité de mesure embarquée et des dimensions faibles. Ces outils présentent aussi une fréquence d'échantillonnage de l'accéléromètre plus élevée que la plupart des autres centrales inertielles commercialisées, permettant de mesurer des gammes de fréquences beaucoup plus larges. Enfin, par l'utilisation d'une carte de contrôle, l'acquisition de plusieurs centrales Hikob Fox peut être démarrée et arrêtée de manière synchronisée, permettant un confort pour la prise de mesure.

Au cours des travaux plusieurs points ont cependant été corrigés sur la centrale. Durant la prise de mesure, la centrale présente parfois des sauts entre deux acquisitions successives. La durée entre ces deux acquisitions n'est pas toujours constante et cela influence directement la

fréquence d'échantillonnage. La fréquence d'échantillonnage annoncée par le constructeur est donc une fréquence d'échantillonnage moyenne, il est nécessaire de la recalculer pour chaque prise de mesure afin de pouvoir traiter le signal de manière plus précise (notamment dans le domaine fréquentiel). Outre la variabilité de la fréquence d'échantillonnage, la centrale présente aussi un jeu interne de la carte électronique et de la batterie dans le boîtier. En effet, aucune liaison fixe n'existe entre ces deux parties, ainsi, pour l'ensemble des centrales, la carte, la batterie et le boîtier ont été assemblés de manière permanente à l'aide d'une colle cyanoacrylate.

3.1.3 Particularité de l'accéléromètre de la centrale inertielle

Comme présenté dans le chapitre 1 et contrairement à la plupart des capteurs industriels utilisés pour la mesure d'exposition aux vibrations, l'accéléromètre de la centrale inertielle mesure la réaction de l'accélération de la pesanteur terrestre (g). Cela se traduit sur les signaux temporels de l'accélération par un biais constant d'une valeur d' $1g$ sur l'axe vertical en position statique. De la même manière, ce biais se retrouve sur la lecture du spectre comme un pic à $0Hz$. Cependant, il est important de noter, qu'en cas de rotation de la centrale inertielle à une fréquence de rotation $\omega = 2\pi.f$, la réaction de l'accélération de la pesanteur apparaîtra de manière cyclique sur les axes du référentiel de la centrale. Ce phénomène peut affecter le spectre issu de l'accélération par un pic à la fréquence f .

Dans la suite de cette étude, la validation de la centrale inertielle Hikob Fox est faite dans un cas classique de vibrations simulées par pot vibrant en laboratoire, puis dans un cas appliqué de sollicitation de course à pied. Dans les deux cas, la centrale inertielle est comparée à un capteur accélérométrique de référence qualifié pour la mesure de l'exposition du corps humain aux vibrations et non impacté par la valeur de l'accélération de la pesanteur.

3.2 Validation sur pot

3.2.1 Matériels

La validité de la centrale inertielle fut tout d'abord testée sur pot vibrant (Bruel & Kjaer Type 4809, Gamme de fréquence : $10Hz - 20kHz$. Naerum, Denmark) équipé d'une plaque circulaire en aluminium permettant le maintien des capteurs. De manière à analyser l'impact de la fréquence d'échantillonnage sur les signaux vibratoires, deux centrales Hikob Fox furent utilisées pour cette étude avec deux fréquences d'échantillonnage différentes. Les deux centrales furent respectivement nommées H_{1344} et H_{400} avec des taux d'échantillonnage de $1344Hz$ et $400Hz$ respectivement. Afin d'avoir une résolution la plus adaptée pour ce

premier test, les deux centrales furent configurées pour mesurer une amplitude maximale de $\pm 4g$. Les deux centrales Hikob Fox furent attachées sur la plaque à l'aide de rislans.

Pour chaque centrale inertielle (H_{1344} et H_{400}), un accéléromètre piézoélectrique industriel défini comme référence fut associé (respectivement R_{1344} et R_{400} ; Bruel & Kjaer 4525B, Gamme de fréquence : $1 - 10000Hz$. Naerum, Danemark). Les deux références furent échantillonnées à $2560Hz$ afin de pouvoir mesurer une gamme théorique de $0 - 1000Hz$ et ainsi respecter les normes ISO 2631 ([ISO-2631, 1997]) et ISO 5349 ([ISO-5349, 2002]) associées à l'exposition des individus aux vibrations. Les deux capteurs furent collés sous la plaque, sous la centrale inertielle à laquelle ils étaient associés, à l'aide d'une colle cyanoacrylate (Figure 3.3).

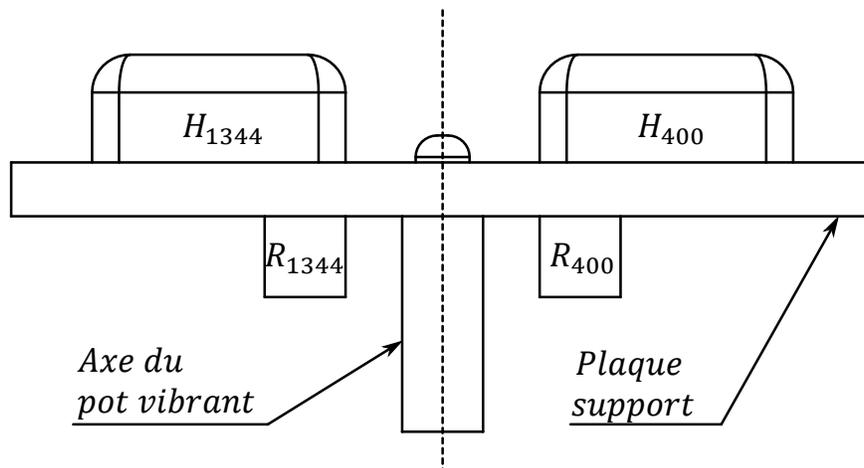


FIGURE 3.3 – Banc d'essai comprenant les deux centrales inertielles Hikob Fox (H_{1344} , H_{400}) et les deux accéléromètres de référence associés (R_{1344} , R_{400}).

Le pot vibrant fut alimenté par une alimentation externe dédiée et piloté à l'aide d'un système d'acquisition OROS par l'une de ses deux voies de sortie (OROS, OR36, Grenoble, France). Pour chaque protocole mentionné dans la section suivante, le système OROS (piloté par le logiciel NVGate 8.30) simulait en entrée du pot vibrant un sinus d'amplitude et de fréquence spécifique. Les données des centrales Hikob Fox furent enregistrées sur leurs cartes mémoires, tandis que les données des deux références furent collectées par le système d'acquisition OROS par deux des huit voies d'entrées.

3.2.2 Protocoles

Pour cette étude, plusieurs caractéristiques ont été testées : la répétabilité des mesures des centrales inertielles (1), l'impact de la fréquence de la vibration mesurée sur la réponse

de la centrale inertielle (2) et l'impact de l'amplitude de la vibration mesurée sur la réponse de la centrale inertielle (3).

Le but du premier protocole est d'étudier la répétabilité des centrales inertielles. Dix mesures furent effectuées à $30Hz$ à une amplitude efficace de $7m/s^2$. Chaque mesure fut espacée d'un minimum d'une heure. La température et l'humidité de la pièce furent relevées et contrôlées pour chaque acquisition.

Le second protocole permet d'étudier l'impact de la fréquence du signal mesuré sur la réponse des centrales inertielles. Afin de valider les centrales pour l'exposition des individus à des vibrations globales du corps suivant la norme ISO 2631 ([ISO-2631, 1997]), mais aussi pour des gammes de course à pied observée dans la littérature, les centrales furent testées sur une plage large de 11 à $200Hz$. Les limites du pot vibrant ont contraint à diviser le test en deux parties. Premièrement, vingt-deux fréquences ont été testées (20 – 25 – 30 – 35 – 40 – 45 – 50 – 60 – 70 – 80 – 90 – 100 – 110 – 120 – 130 – 140 – 150 – 160 – 170 – 180 – 190 – $200Hz$) pour une amplitude efficace constante de $7m/s^2$. Puis, cinq mesures ont été effectuées pour les fréquences suivantes : 11 – 13 – 15 – 17 – $19Hz$ pour une amplitude efficace constante de $2m/s^2$.

Le troisième protocole a pour but d'étudier l'impact de l'amplitude des vibrations mesurées sur la réponse des centrales inertielles. Pour cela, dix-sept amplitudes furent testées (1.5 – 2 – 2.5 – 3 – 3.5 – 4 – 4.5 – 5 – 6.5 – 7 – 7.5 – 8 – 8.5 – 9 – $9.5m/s^2$) à une fréquence constante de $25Hz$. Cette fréquence fut choisie car la tolérance de la sensibilité des capteurs de référence était proche de 0% pour celle-ci.

3.2.3 Analyse des données

Pour chaque protocole, les signaux furent collectés sur l'axe vertical, sur une durée de cinq secondes. Afin de comparer les valeurs des centrales et des capteurs de référence de la même manière, la valeur moyenne des signaux de l'accélération verticale mesurée par les centrales inertielles fut soustraite des signaux, afin de supprimer le biais lié à la mesure de la gravité terrestre. Par la suite, les signaux des capteurs de références et les signaux pré-traités des centrales inertielles furent représentés par leur valeur efficace exprimée en m/s^2 . Pour le protocole de répétabilité, la moyenne et l'écart-type furent déterminés pour les valeurs efficaces des dix mesures, des deux centrales et des deux références. Le Coefficient de Variation (CV) de chaque capteur fut calculé comme le ratio de l'écart-type par la moyenne. La répétabilité fut considérée acceptable pour un $CV < 5\%$ représentant 95% d'agrément. Pour les deux autres protocoles, les valeurs efficaces des centrales inertielles furent comparées à celles des capteurs de référence associés. Les résultats furent présentés sous forme de différences relatives entre les capteurs.

3.2.4 Résultats et discussions

Le premier protocole présente la répétabilité des accéléromètres utilisés dans les centrales inertielles. Les mesures furent étalées sur 24 heures. Durant cette période la température de la pièce a fluctué de 9% tandis que l'hydrométrie de 17%. Les résultats de ce test montre que l'accélération, en termes de valeurs efficaces des centrales $H_{1344}(8.58 \pm 0.06m/s^2)$ et $H_{400}(6.60 \pm 0.07m/s^2)$ présente un CV de 1%, ce qui représente un haut niveau de répétabilité. Cependant, il reste intéressant de noter que les valeurs efficaces moyennes des deux centrales présentent des différences face à la valeur efficace du signal d'entrée, cela peut être du soit à l'impact de la fréquence soit à l'amplitude du signal d'entrée.

Les résultats du second protocole montrent l'impact de la fréquence des vibrations sur la réponse du capteur. La Figure 3.4 montre l'évolution de la différence relative entre les centrales et leurs références en fonction de la fréquence du signal imposée. Les résultats montrent que la centrale H_{1344} tend à sous-estimer la valeur des vibrations. L'erreur reste cependant inférieure à 5% en dessous de $25Hz$ mais dépasse les 10% pour les fréquences au-delà de $80Hz$. D'une manière similaire, la centrale H_{400} sous-estime l'amplitude des vibrations. Cependant, l'erreur augmente à partir de $11Hz$ et dépasse les 10% au-delà de $25Hz$. A partir de $140Hz$ l'erreur relative se stabilise aux alentours de 65%.

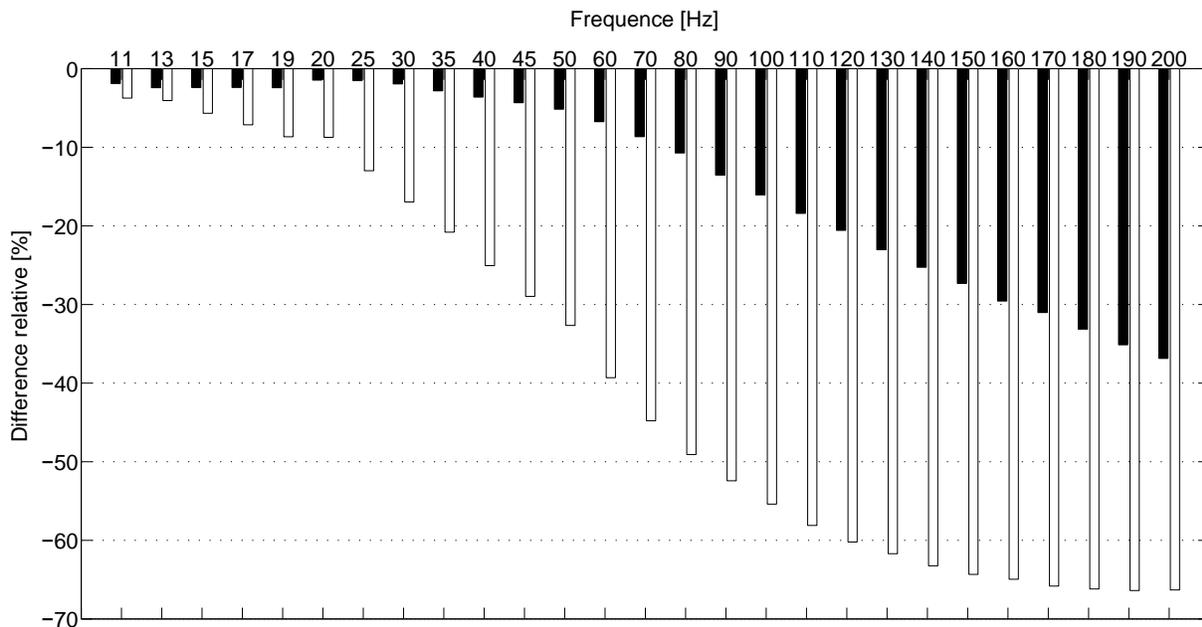


FIGURE 3.4 – Différence relative entre les centrales et leurs références associées pour le protocole étudiant la réponse des centrales face à la fréquence des vibrations, en noir $H_{1344}-R_{1344}$ et en blanc $H_{400}-R_{400}$

Il est donc possible d'observer l'impact de la fréquence du signal sur la réponse des centrales inertielles, mais aussi l'impact des fréquences d'échantillonnages sur la bande passante des centrales. En effet, selon le critère industriel (gain en puissance de $\pm 1dB$ à $\pm 3dB$), la limite de la bande passante peut se situer entre $80Hz$ à $170Hz$ pour H_{1344} et $25Hz$ à $50Hz$ pour H_{400} . Cependant, il est important de noter que la réponse de la centrale inertielle face à la fréquence du signal peut être aussi affectée par la sensibilité des capteurs de référence. Conformément à la fiche technique fournie par le concepteur, les accéléromètres de référence présentent une tolérance de sensibilité de 0 à $+4\%$ sur la plage $5 - 200Hz$. Cela signifie que les capteurs de référence peuvent légèrement sur-estimer la valeur du sinus d'entrée, tandis que les centrales montrent une tendance à sous-estimer les références.

Les résultats du troisième protocole sur l'impact de l'amplitude du signal mesuré sur la réponse des centrales sont présentés au travers de la Figure 3.5. Celle-ci montre l'évolution de la différence relative entre les centrales inertielles et leurs références en fonction de l'amplitude du signal d'entrée. Les résultats de ce protocole montrent que la centrale H_{1344} sous-estime la valeur de la vibration. Cependant, l'erreur reste stable autour de 2% sur la plage 1.5 à $9.5m/s^2$. La centrale H_{400} montre un comportement similaire en sous estimant la vibration, mais l'erreur reste stable autour de 13% sur la plage testée.

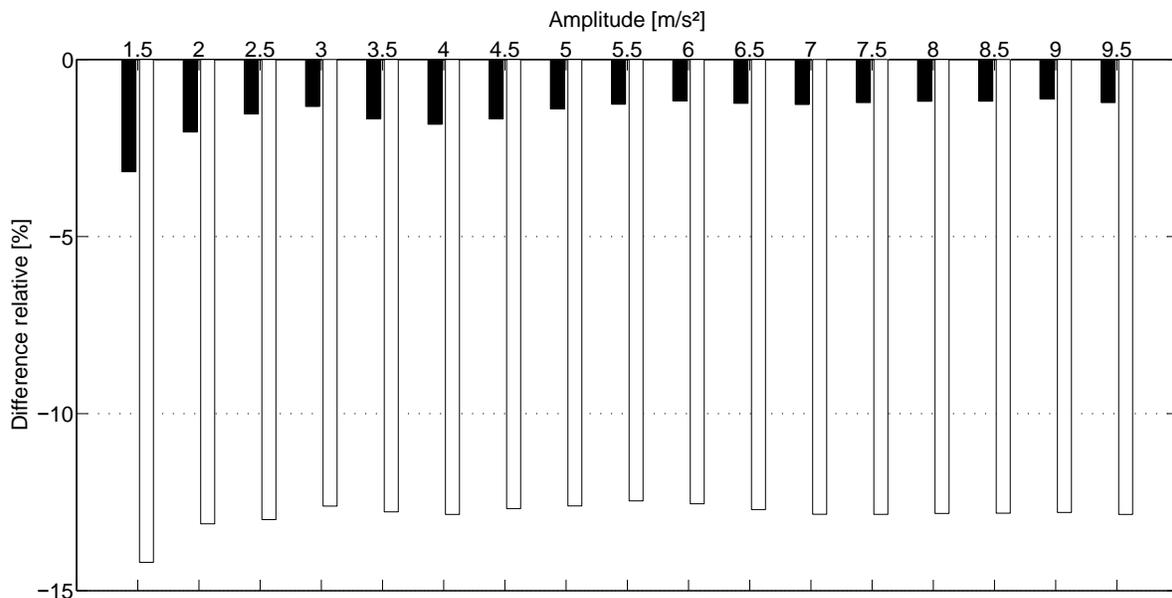


FIGURE 3.5 – Différence relative entre les centrales et leurs références associées pour le protocole étudiant la réponse des centrales face à l'amplitude des vibrations pour une fréquence de $25Hz$, en noir $H_{1344}-R_{1344}$ et en blanc $H_{400}-R_{400}$

Ce protocole montre que les centrales H_{1344} et H_{400} présentent une erreur similaire à la

valeur de l'erreur du second protocole pour la même fréquence d'excitation ($25Hz$). Il est donc intéressant de voir que l'amplitude des vibrations n'a pas d'impact majeur sur la réponse des centrales inertielles.

Les résultats de ces protocoles de validations des centrales inertielles donnent des résultats plutôt satisfaisants. Les centrales Hikob Fox permettent des mesures répétables, ne montrent pas de sensibilité à la variation d'amplitude, mais cependant restent sensibles à la variation de fréquences. Néanmoins, cette sensibilité peut présenter une contrainte pour la mesure des sollicitations lors d'activités sportives qui peuvent être très présentes sur la gamme $0-200Hz$. La validation de ces centrales inertielles à haute fréquence d'échantillonnage doit donc être testée sous des conditions réelles, face à des sollicitations mécaniques dans le domaine du sport. L'étude suivante se portera donc sur la validation des centrales montées sur un athlète.

3.3 Validation en condition de course

3.3.1 Méthode

Pour cette étude, un volontaire fut recruté (Homme, 33ans, entraînement de $60km$ minimum par semaine, équipé de ses chaussures de course habituelles, sans blessures ou contre-indications). En considérant les résultats de la littérature, les capteurs furent placés au niveau du centre de gravité de la jambe, conformément aux données anthropométriques décrites par Winter ([Winter, 1990]), sur la partie osseuse du tibia préalablement rasée. L'emplacement des capteurs fut choisi car il répondait à plusieurs critères. Bien que l'emplacement devait être le plus proche du point d'impact et présenter une plage d'amplitude maximale, il devait aussi permettre une mesure directement sur le corps humain avec un minimum d'influence des tissus mous et surtout pouvoir être assez large pour accueillir une centrale inertielle et l'accéléromètre de référence. Sur chaque tibia, le sujet fut équipé d'une centrale inertielle et d'un capteur de référence similaire à ceux utilisés pour le test sur pot vibrant. La jambe droite fut équipée d'une centrale échantillonnée à $1344Hz$ (H_{1344}) configurée à une mesure d'amplitude maximale de $\pm 16g$ et d'un accéléromètre de référence. La jambe gauche fut, elle, équipée d'une centrale échantillonnée à $400Hz$ (H_{400}) avec la même configuration d'amplitude maximale et d'un accéléromètre de référence échantillonné de manière similaire (Figure 3.6). Le capteur de référence fut attaché au tibia au moyen d'une bande élastique et d'une bande adhésive double-face pour éviter les rotations du capteur. Les centrales furent, elles, maintenues au moyen d'une bande Velcro, retenue dans les œillets du boîtier (Figure 3.7). Les signaux furent collectés au moyen du système d'acquisition OROS pour les capteurs de référence. Pour cette étude, les mesures furent effectuées sur les trois axes des différents cap-

teurs afin de mesurer la totalité des gammes de sollicitations en course à pied. L'ensemble des mesures fut effectué sur tapis de course (LifeFitness, Rosemont, USA).

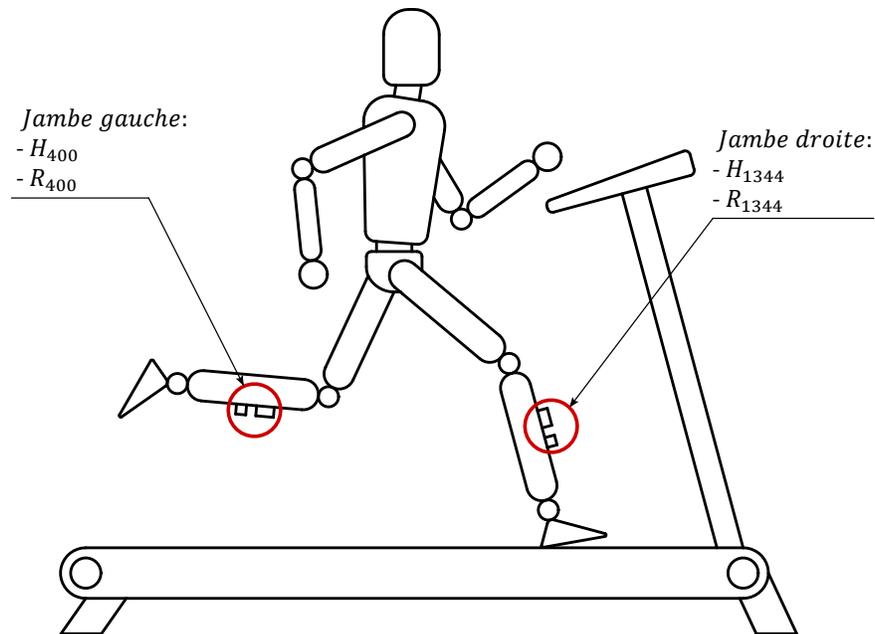


FIGURE 3.6 – Emplacement des capteurs sur les jambes du sujets, les deux centrales inertielles (H_{1344} , H_{400}) et les deux accéléromètres de référence (R_{1344} , R_{400}).



FIGURE 3.7 – Fixation des centrales et des capteurs de référence sur la jambe du sujet.

3.3.2 Protocoles

Pour cette étude plusieurs caractéristiques furent testées : (1) la répétabilité de la mesure de la centrale en condition de course et (2) l'impact de la vitesse de course sur la réponse de la centrale.

Pour ces deux protocoles, un total de quinze mesures fut effectué. Dix mesures à une vitesse constante de 12km/h , représentant une vitesse d'endurance réalisée pour le protocole de répétabilité. Et six mesures à une vitesse variable de $8 - 10 - 12 - 14 - 16 - 18\text{km/h}$ furent effectuées pour l'étude de l'influence de la vitesse. La première mesure à 12km/h fut commune aux deux protocoles.

Tout d'abord, il fut demandé au sujet de s'échauffer en effectuant sur tapis : deux minutes de marche suivie de cinq minutes de course à 12km/h . Chacun des quinze essais fut composé d'une minute de course à la vitesse sélectionnée suivie de deux minutes de pause. Durant la prise de mesure il fut demandé au sujet de courir en fixant un point placé sur le mur devant lui afin d'éviter d'introduire des variations supplémentaires dans le mouvement. Pour chacun des deux protocoles, l'impact de la fréquence d'échantillonnage sur les données de course à pied fut évalué par la comparaison des deux centrales. La Figure 3.8 représente un exemple de mesure dans les domaines temporel et fréquentiel.

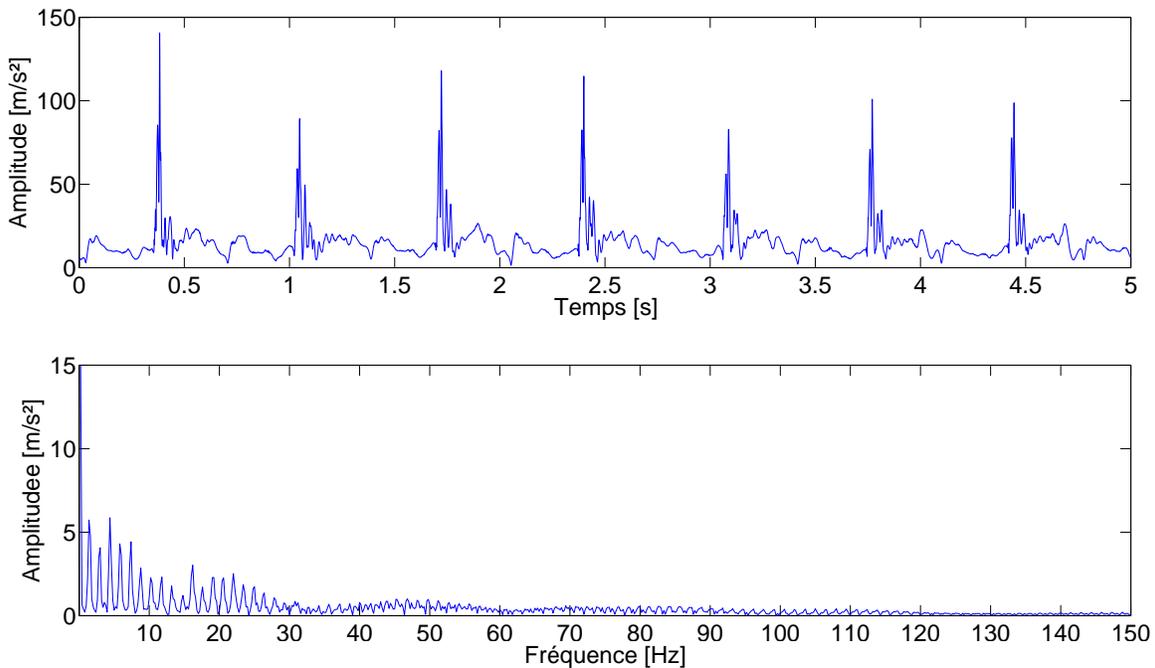


FIGURE 3.8 – Signaux temporel(Haut) et fréquentiel (Bas) de l'accélération en course à pied, mesurés par le capteur de référence Ref_{1344} à 8km/h (accélération totale).

3.3.3 Analyse des données

Chaque mesure fut collectée durant cinq secondes, en régime permanent. Afin de pouvoir éviter l'impact du mouvement, les mesures furent présentées sous la forme de l'accélération totale $A_T(t)$ définie comme la racine de la somme des accélérations axiales $A_x(t)$, $A_y(t)$ et $A_z(t)$ au carré (Équation 3.1). Dû au mouvement de la jambe, la mesure de la réaction de la pesanteur ne put être soustraite comme un simple biais de la même manière que pour l'étude sur pot vibrant.

$$A_T(t) = \sqrt{A_x(t)^2 + A_y(t)^2 + A_z(t)^2} \quad (3.1)$$

Afin d'étudier la répétabilité, la valeur efficace du signal fut calculée pour chacun des dix mesures, pour chaque capteur. La valeur moyenne, l'écart-type et le CV furent déterminés pour chaque capteur.

Comme le premier protocole a montré que les centrales étaient spécialement influencées par la variation de fréquences, l'impact de la vitesse de course fut étudié dans le domaine fréquentiel déterminé au moyen d'une FFT (Fast Fourier Transformation). L'étude fut réalisée sur la plage $0 - 150Hz$ due à la faible fréquence d'échantillonnage de la centrale H_{400} . Pour ce protocole, les signaux temporels furent tout d'abord ré-échantillonnés afin d'avoir un taux d'échantillonnage similaire entre les références et les centrales. Puis, la cohérence spectrale fut utilisée afin d'étudier les similarités dans le domaine fréquentiel entre les centrales et leurs références. La cohérence spectrale (C) est une fonction fréquentielle qui permet d'indiquer à quel point un signal $x(f)$ correspond à un signal $y(f)$ pour chaque fréquence f . Cette fonction satisfait toujours l'équation $0 \leq C(f) \leq 1$ et, est égale à 1 dans un cas idéal où $x(f) = y(f)$. La cohérence spectrale (Équation 3.2) est fonction des densités spectrales de puissance $P_{xx}(f)$ et $P_{yy}(f)$ et de la densité spectrale croisée de puissance $P_{xy}(f)$.

$$C(f) = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}(f) \cdot P_{yy}(f)} \quad (3.2)$$

3.3.4 Résultats et discussions

Les résultats du test de répétabilité sont présentés dans la Table 3.1. L'accélération en terme de valeur efficace présente pour la centrale H_{1344} ($22.65 \pm 0.98m/s^2$) un CV de 4% tandis que pour la centrale H_{400} ($26.63 \pm 0.61m/s^2$) un CV de 2%. Cela permet de conclure que ces centrales présentent des mesures répétables pour l'étude de la course à pied.

Le second protocole montre que la vitesse de course à une influence directe sur les fréquences des signaux mesurés. Les spectres de l'accélération totale de la référence R_{1344} pour deux vitesses sont présentés sur la Figure 3.9. Cette figure montre que les vitesses les plus

TABLE 3.1 – Résultats du test de répétabilité sur la valeur efficace de l'accélération totale de chaque capteur.

	H_{400}	R_{400}	H_{1344}	R_{1344}
Moyenne (m/s^2)	26,63	26,66	22,65	22,55
Écart-type (m/s^2)	0,61	0,69	0,98	0,84
CV	2%	3%	4%	4%

hautes tendent à augmenter l'énergie du spectre et que certaines fréquences présentent une amplitude plus élevée. Par ailleurs les hautes vitesses excitent des fréquences plus hautes. Pour $8km/h$, la gamme de fréquence excitée semble rester sur la gamme $0 - 120Hz$, mais dépasse $150Hz$ à $18km/h$. Néanmoins, la gamme $0 - 100Hz$ représente généralement la partie la plus importante du spectre avec une quantité d'énergie plus importante pour les fréquences cumulées.

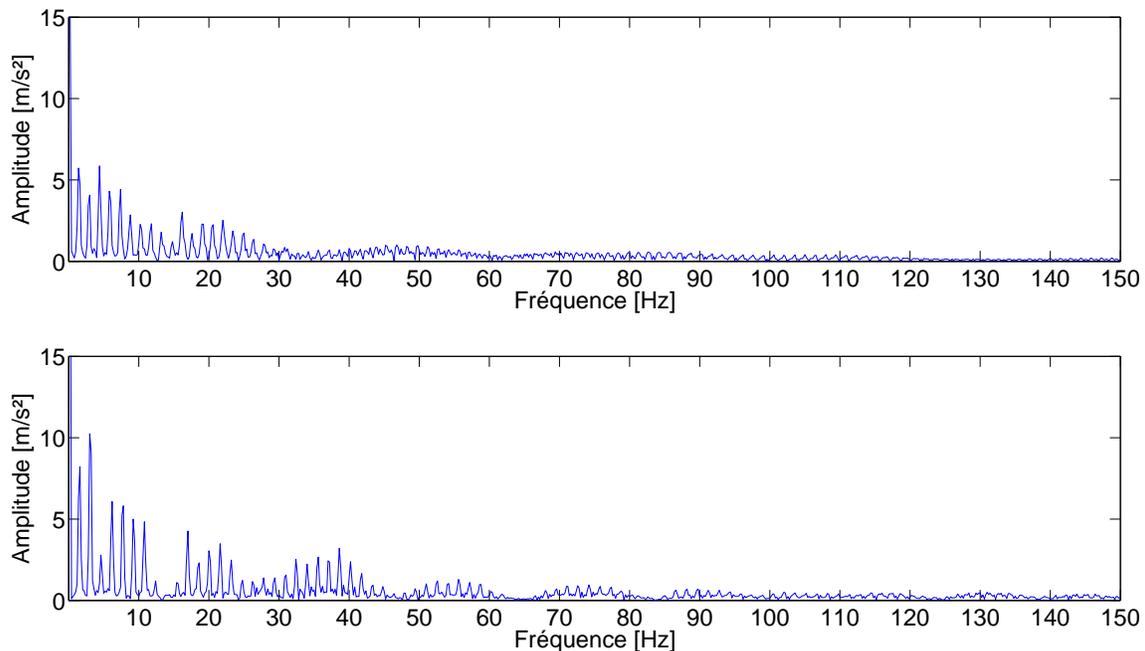


FIGURE 3.9 – Spectre de l'accélération totale mesurée par le capteur de référence associé à la jambe droite (R_{1344}) pour $8km/h$ (Haut) et $18km/h$ (Bas).

La comparaison entre le signal de la cohérence et le spectre permet de faire plusieurs observations (Figure 3.10). Tout d'abord, il est possible d'observer à $0Hz$ sur les spectres de la centrale et du capteur de référence, une fuite d'énergie correspondant à un biais temporel. Ce biais peut s'expliquer pour la centrale par la mesure de la réaction de la gravité sur l'axe de la centrale suivant la verticale du référentiel terrestre. Ce phénomène s'explique aussi pour

le capteur de référence et pour la centrale car les signaux temporels sont présentés en terme d'accélération totale, qui est positive et non centrée sur zéro. Cependant, le biais généré par la gravité est faible face à celui généré par l'accélération totale, ce qui permet d'expliquer la bonne cohérence spectrale entre les centrales et les références à $0Hz$.

Par l'analyse de la cohérence, il est possible d'observer trois types de zones (Figure 3.10). La première représente la fréquence de foulée (fondamentale) ainsi que deux ou trois harmoniques (zone jaune). Dans cette zone deux observations peuvent être faites. Premièrement, certaines fréquences présentent une énergie différente entre la centrale et la référence. De plus, la cohérence est toujours très faible dans cette zone quel que soit le capteur ou la vitesse testée. Ces observations peuvent s'expliquer par la différence de sensibilité des capteurs pour les faibles fréquences. Par ailleurs, la différence de masse et de technique de maintien entre les centrales et les références peut provoquer des mouvements différents au niveau des tissus mous qui peut impacter les faibles fréquences. Finalement, cette zone peut être affectée par la mesure de la gravité uniquement par la centrale. Le référentiel de cette dernière est lié au mouvement de la jambe, la gravité apparaît donc de manière cyclique sur les différents axes de la centrale à une fréquence spécifique à la cinématique de la jambe. Ainsi, la gravité affectera toute la gamme des faibles fréquences qui représente la cinématique. Suivant ces observations, il est difficile de conclure si la centrale présente des limites de sensibilité ou au contraire un avantage en mesurant la gravité.

Parmi les trois types de zones, la seconde représente des zones faibles en énergie (zone rouge). Ces zones peu excitées présentent une faible cohérence spectrale. Ce phénomène peut être expliqué de plusieurs manières. D'un côté, la résolution des centrales ne permet aux centrales que de fournir une valeur approximée de la réalité pour des signaux faibles. D'un autre côté, l'amplitude du signal est proche du bruit des mesures. Ainsi, la mesure des centrales est très différente de celle des références et donc ne peuvent présenter qu'une faible cohérence. Le troisième type de zone représente les zones avec les plus fortes cohérences (zone vertes). Ces zones sont représentatives de la réponse de la centrale inertielle face aux fréquences excitées. L'observation de ces zones montre que la qualité de la réponse des centrales tend à diminuer avec l'augmentation des fréquences. Cette observation est similaire aux résultats présentés lors de l'étude sur pot vibrant.

Sans considérer la zone de la fréquence de foulée et les zones peu excitées, il est possible d'observer que les centrales inertielles présentent des réponses différentes selon leur fréquence d'échantillonnage (Figure 3.11). Ces résultats montrent que la centrale H_{400} présente une cohérence spectrale élevée sur la gamme $0 - 50Hz$ mais la qualité de sa réponse chute au-delà de cette fréquence (zone rouge). Cette fréquence d'échantillonnage ne permet *a priori* pas de représenter complètement un spectre des sollicitations de course à pied, mais seule-

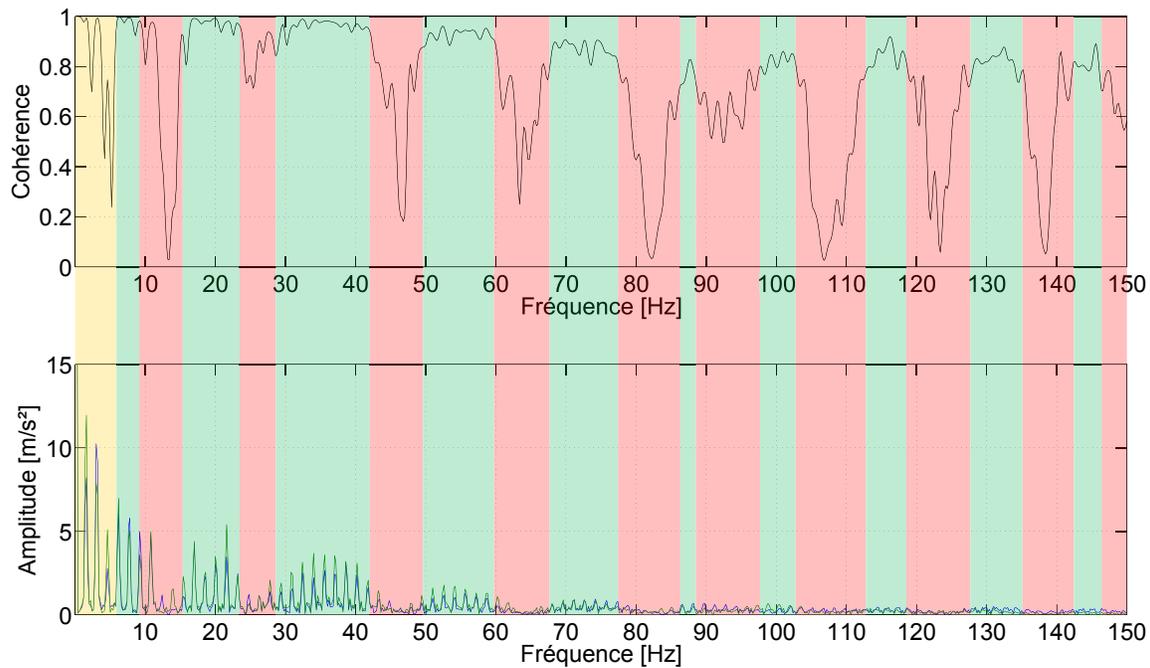


FIGURE 3.10 – Cohérence spectrale (Haut) et spectre correspondant (Bas) entre R_{1344} (en bleu) et H_{1344} (en vert) à 18Km/h . La zone jaune représente la fréquence de foulée et certaines harmoniques. Les zones rouges représentent les zones du spectre peu excitées durant l’essai et présentant donc peu d’énergie. Les zones vertes représentent les fréquences excitées durant la course et sont représentatives de la réponse de la centrale inertielle.

ment la partie caractéristique de la cinématique présente dans les premières harmoniques. De manière différente, la centrale H_{1344} présente une forte cohérence spectrale au moins sur la gamme $0 - 100\text{Hz}$, ce qui correspond aux fréquences les plus excitées et la zone la plus représentative de l’énergie du signal de course à pied. Cependant, même si cette fréquence d’échantillonnage permet de représenter un spectre complet de l’activité de course à pied avec un minimum de perte d’information, la bande passante observée peut être influencée par la masse de la centrale et la tension de la sangle de maintien couplée à l’effet de filtre de la peau humaine. En effet, plusieurs études ont montré que les propriétés viscoélastiques des tissus mous humains peuvent expliquer l’absorption des hautes fréquences excitées par un choc ([Griffin, 1990], [Kucharová et al., 2007], [Roberts et al., 2005]). Cependant, les résultats de la cohérence spectrale montrent qu’en respectant une configuration correcte, les centrales inertielles permettent la mesure des vibrations sur le corps humain sur une gamme de $0 - 100\text{Hz}$, au même titre que les capteurs de référence. Ces résultats sont en accord avec ceux déterminés lors de l’essai sur pot vibrant. Ils correspondent aux attentes en terme de gamme de fréquence de la norme ISO 2631 [ISO-2631, 1997] pour l’évaluation de l’exposition

des individus à des vibrations globales du corps, mais aussi à l'évaluation des sollicitations mécaniques dans le cas de la course à pied.

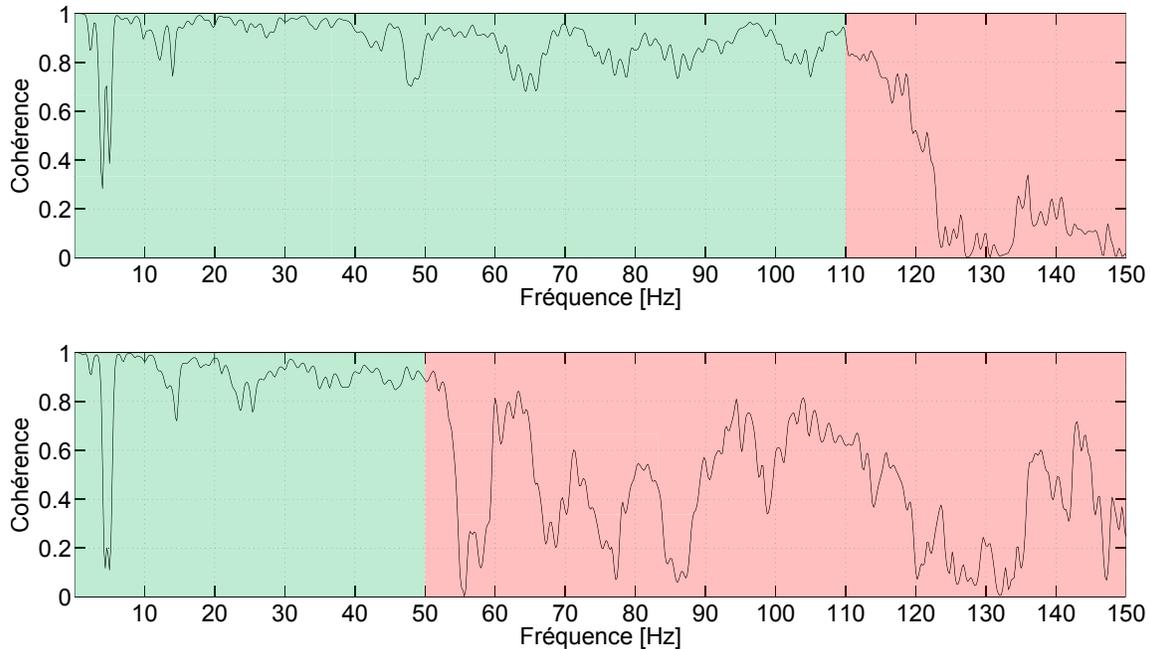


FIGURE 3.11 – Cohérence spectrale entre R_{1344} et H_{1344} à 12Km/h (Haut) et entre R_{400} et H_{400} à 18Km/h (Bas).

3.4 Conclusions

Ce chapitre a permis de montrer qu'il existe des systèmes permettant des mesures d'accélération embarquées adaptables pour les sportifs. Bien que ces systèmes soient basés sur la technologie MEMS qui ne répond pas complètement aux normes associées aux appareils de mesure pour la réponse des individus aux vibrations ([ISO-8041, 2005]), ces outils de mesure répondent très bien aux contraintes imposées par le monde du sport. Ces systèmes permettent donc de mesurer les sollicitations mécaniques soumises aux sportifs sans affecter la pratique de l'activité.

Le premier protocole de cette étude a permis de tester sur pot vibrant la capacité des centrales inertielle à mesurer des vibrations pour le cas d'exposition des individus à des vibrations globales du corps. Cette première étude a montré que les centrales permettent des mesures répétables et ne présentent pas d'influence de l'amplitude des vibrations sur sa réponse. La centrale reste cependant influencée par la fréquence du signal, le choix d'une

fréquence d'échantillonnage adaptée est donc nécessaire et dans le cas de la centrale Hikob Fox, seule la fréquence maximale de $1344Hz$ présente la possibilité de mesurer une gamme d'environ $0 - 100Hz$. Si la centrale présente une erreur croissante avec la fréquence du signal, celle-ci reste acceptable pour la mesure des vibrations globales du corps. Même si l'erreur dépasse les 10% au-delà de $80Hz$, la pondération associée à ces fréquences de la norme ISO 2631 ([ISO-2631, 1997]), rend la gamme $80 - 100Hz$ négligeable en comparaison des premières plages de fréquence.

Le second protocole a permis de voir si la centrale est capable de mesurer les sollicitations de course à pied ainsi que d'observer la largeur de gamme fréquentielle en comparaison de celle imposée par la norme ISO 2631 ([ISO-2631, 1997]). L'étude montre à nouveau que les centrales permettent une mesure répétable des signaux en sport. Comme pour le premier protocole, on observe que la centrale permet de mesurer une gamme d'environ $0 - 100Hz$, qui correspond au spectre excité durant la pratique de la course, avec une densité d'énergie située plutôt au début de cette gamme. Par ailleurs, cette plage reste cohérente en comparaison avec la littérature ([Friesenbichler et al., 2011], [Shorten and Winslow, 1992], [Bonnardot and El Badaoui, 2010]). Cependant, il est important de noter que l'utilisation de chaussures moins amorties et la pratique sur une surface différente (pente, dureté de la surface, etc.) peut amplifier les gammes de fréquence et d'amplitude. Dans ces cas, la mesure des sollicitations avec la centrale inertielle peut présenter des limites. Cette étude peut donc être améliorée en validant la centrale dans ces différentes configurations. Pour ce second protocole, la centrale reste valide uniquement pour la fréquence d'échantillonnage de $1344Hz$. La fréquence de $400Hz$ ne permet de mesurer qu'une gamme plus faible, qui correspond seulement aux accélérations associées à la cinématique du coureur.

Ce chapitre a donc permis de valider une centrale inertielle pour la mesure de l'exposition des individus aux vibrations globales du corps dans le cas de la course à pied. Cette centrale présente de nombreux avantages pour l'acquisition de données sur les athlètes tels que l'autonomie, la légèreté et la possibilité de mesures embarquées. La validation de ce type de système permet donc d'étudier de manière simple et en conditions extérieures les caractéristiques de course telles que les pattern de course, les chocs, les amortissements et les fréquences excitées. La validation de l'accéléromètre de la centrale inertielle va donc permettre dans le chapitre suivant d'observer la variation d'indicateurs de course issus du signal accélérométrique en fonction du paramétrage de l'activité.

Chapitre 4

Développement d'indicateurs quantifiant le paramétrage de course à pied

Le chapitre 3 nous a permis de définir un outil de mesure adapté pour l'acquisition des sollicitations accélérométriques dans le cas de la course à pied. Par ailleurs, dans le contexte actuel, il est nécessaire de quantifier la santé et la performance des athlètes. Cette quantification passe par l'interprétation des mesures des sollicitations auxquelles sont soumis ces athlètes. A ce jour il existe plusieurs indicateurs qui permettent le suivi de la santé et de la performance de personnes soumises à des sollicitations accélérométriques dans le cas du travail ou du sport (Chapitres 1 et 2). Cependant, ces indicateurs ne sont pas toujours adaptés ni validés pour des activités sportives. En outre, si des modifications de la valeur de ces indicateurs ont pu être observées avec des phénomènes associés à la santé et la performance comme la fatigue, il est souvent difficile d'associer ces observations à la production physique de l'athlète plutôt qu'à la variation des paramètres de l'activité sportive comme la vitesse, l'équipement ou le terrain. L'objectif de ce chapitre est donc de valider une série d'indicateurs pour la course à pied, mais aussi de connaître comment un paramètre de course comme la vitesse influence ces indicateurs. Dans un premier temps, les indicateurs ainsi que le matériel et les méthodes utilisées pour ce choix seront présentés. Dans un second temps, un protocole visant à étudier la répétabilité de ces indicateurs sera établi afin de vérifier le comportement des indicateurs dans des conditions constantes de course. Enfin, un protocole permettant d'observer l'influence de la vitesse de course sur les indicateurs sera mis en place avant de conclure. Les indicateurs validés et choisis par cette étude pourront alors être utilisés afin de quantifier les dérives liées à la fatigue et impactant la santé et la performance.

4.1 Matériel et méthode

4.1.1 Panel de sujet

Un panel de 18 sujets composé de 10 hommes et 8 femmes fut recruté pour cette étude (âge : 31.4 ± 8.9 ans ; taille : 1.72 ± 0.09 m ; masse : 64.9 ± 12.3 kg ; [moyenne \pm écart-type]). Chaque volontaire était au moins considéré comme coureur récréatif, avait une fréquence d'entraînement d'au moins deux fois par semaine et répondait au moins à un des deux critères suivant : un temps officiel pour un 10km sous les 55min ou pour un semi-marathon sous les 1h50min. Les sujets furent choisis pour leur pratique constante de la course à pied, mais aussi pour leur niveau différent afin de créer un panel large permettant d'étudier le comportement général du corps humain.

4.1.2 Équipement

Tous les sujets furent équipés de trois centrales inertielles Hikob Fox (Figure 4.1). La première fut placée sur la surface dorsale du pied droit au-dessus des métatarses (Pi) maintenue dans les lacets de la chaussure au moyen des œillets du boîtier de la centrale. La seconde fut montée au niveau du centre de gravité de la jambe, conformément aux données anthropométriques décrites par Winter ([Winter, 1990]), sur la partie osseuse du tibia (Ti). La centrale fut maintenue à l'aide d'une bande en Velcro conçue pour l'étude et recouverte d'une bande élastique pour éviter tout glissement. La dernière centrale fut maintenue à l'aide d'une bande Velcro et d'une bande élastique similaires sur le tronc, au niveau de l'espace $L4 - L5$ des lombaires (Lo), sur la ligne entre les deux crêtes iliaques. Pour cette étude, les accéléromètres des centrales inertielles furent échantillonnés à une valeur de 1344Hz. L'amplitude maximale des capteurs fut réglée à $\pm 24g$ pour la centrale au niveau du pied et du tibia, et $\pm 8g$ pour la centrale au niveau des lombaires. Les centrales furent démarrées de manière synchronisée à l'aide d'une télécommande radio-fréquence. L'étude fut effectuée sur tapis de course (Nordic-Track C300). Afin d'éviter tout effet de l'équipement sur les mesures, tous les sujets furent équipés de chaussures de course (Kalenji, Ekiden One) et de chaussettes similaires, adaptées à leur taille. La fréquence cardiaque des volontaires fut notée au cours des mesures à l'aide d'une ceinture électrocardiogramme (Polar).

4.1.3 Définition des indicateurs

Chaque indicateur fut représenté comme une valeur scalaire du signal accélérométrique afin d'être tous comparés de la même manière. Dans cette étude, 24 indicateurs

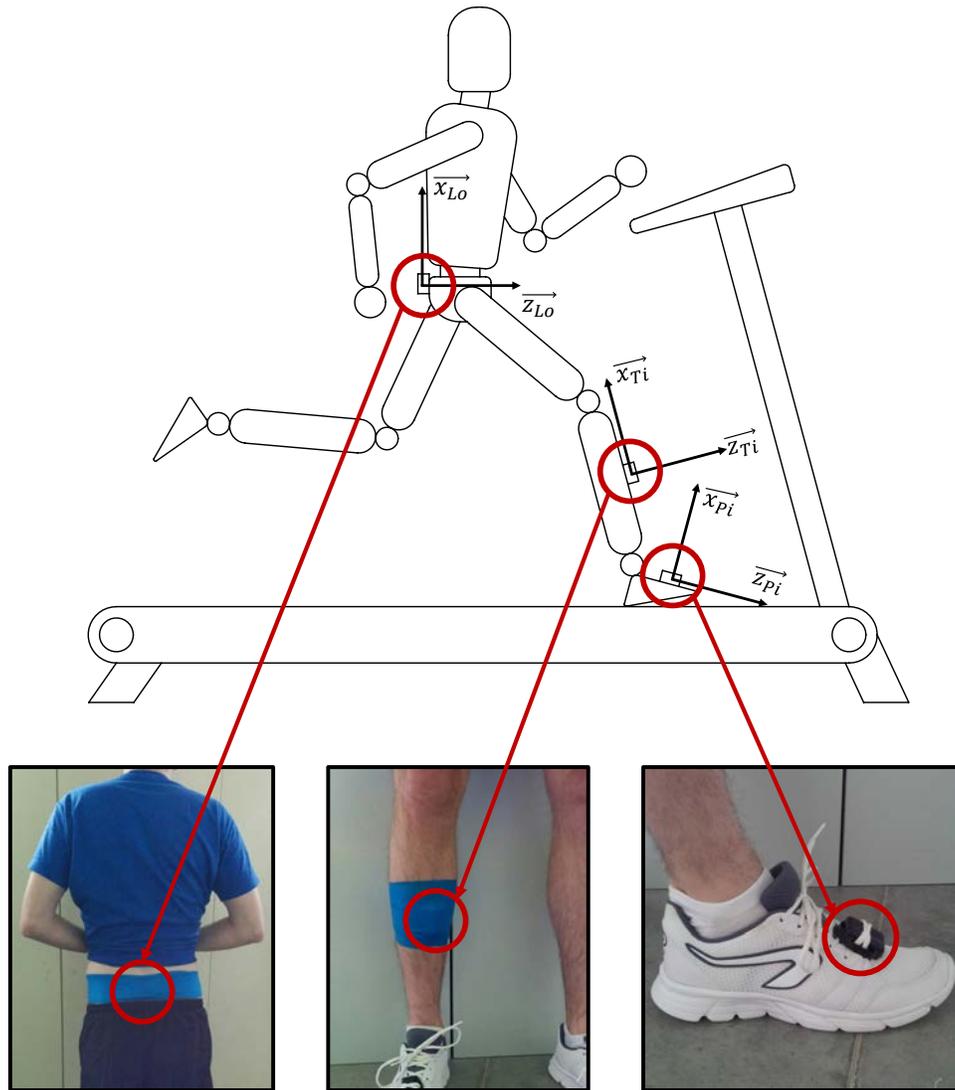


FIGURE 4.1 – Positionnement des trois capteurs ainsi que leurs repères locaux sur les coureurs au niveau du pied (Pi), du tibia (Ti) et des lombaires (Lo).

furent étudiés, et furent divisés en deux groupes (Figure 4.2). Lors des mesures, le signal de chaque accéléromètre fut représenté comme une variable discrète X composée de N points : $X = \{x_1; x_2; x_3; \dots; x_n; \dots; x_N\}$ à laquelle était associée une variable de temps $T = \{t_1; t_2; t_3; \dots; t_n; \dots; t_N\}$. Le premier groupe d'indicateurs fut donc calculé sur ce signal complet $X = f(T)$. Pour le second groupe, les indicateurs furent calculés comme des indicateurs moyens sur des signaux correspondants à chaque foulée. Les variables X et T furent donc décomposées en S signaux $X_s = f(T_s)$, ou S correspond au nombre de foulées composant le signal X . La décomposition des variables fut effectuée suivant la méthodologie décrite

dans le Chapitre 2 Section 2.2.3. Chaque signal $X_s = \{x_1^s; x_2^s; x_3^s; \dots; x_{n_s}^s; \dots; x_{N_s}^s\}$ était composé de N_s points, et était associé à une variable temporelle $T_s = \{t_1^s; t_2^s; t_3^s; \dots; t_{n_s}^s; \dots; t_{N_s}^s\}$ représentant la durée de la foulée. Suivant le type d'indicateur calculé la décomposition du signal X fut associée à des événements dit mécaniques ou physiologiques présentés dans la section 2.2.3 du chapitre 2). Les deux types de décompositions se basent sur des évènements accélérométriques mesurés sur l'axe vertical du capteur placé au niveau des lombaires. Les capteurs étant synchronisés la décomposition fut propagée aux autres capteurs tri-axiaux. Ainsi parmi 24 indicateurs : 8 furent associés au signal complet et 16 furent associés aux signaux de foulées. Pour ces deux groupes, deux sous-groupes furent créés. Les indicateurs temporels, calculés sur les signaux $X = f(T)$ dans le cas du signal complet et $X_s = f(T_s)$ dans le cas des signaux de foulée ; et les indicateurs fréquentiels, déterminés dans le domaine fréquentiel au moyen d'une transformation de Fourier rapide (FFT, de l'anglais Fast Fourier Transformation) du signal temporel sur lequel est préalablement utilisé un fenêtrage de Hanning. Les signaux fréquentiels (ou spectre) furent étudiés sur une plage de 0 à $F_e/2$ (avec F_e la fréquence d'échantillonnage des capteurs) et présentés comme des variables discrètes Y et Y_s (respectivement pour les signaux associés au signal complet et aux signaux de foulée) associées à des variables fréquentielles F et F_s .

Sauf indications contraires chaque indicateur fut déterminé pour chaque centrale inertielle (Pi, Ti, Lo) pour chacun des trois axes (A_x, A_y, A_z) ainsi que pour l'accélération totale (A_T) définie comme la racine de la somme des axes au carré (Equation 4.1).

$$A_T = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} \quad (4.1)$$

Le détail des 24 indicateurs est résumé dans la Table 4.1, les détails mathématiques se situent en Annexe B.

Indicateurs temporels déterminés sur le signal complet

Sept indicateurs furent déterminés sur le signal temporel complet : la valeur efficace (RMS) caractéristique de la quantité d'une variable continue (Équation B.1) ; le kurtosis (Kur) représentant une mesure de l'aplatissement de la distribution d'une variable (Équation B.2) ; le maximum (Max) représentant la plus haute valeur du signal (Équation B.3) ; le minimum (Min) représentant la plus basse valeur du signal (Équation B.4) ; le temps passé au-delà d'une valeur de $3g$ (t_{3g}) défini pour cette étude et caractérisant une dose d'accélération sur la durée de l'essai (Équation B.5) ; la transmissibilité entre le tibia et le pied ($T_{t/p}$), ou entre les lombaires et le pied ($T_{l/p}$) représente l'atténuation ou l'amplification des vibrations dans le système composé par les membres inférieurs (Équation B.6), la transmissibilité

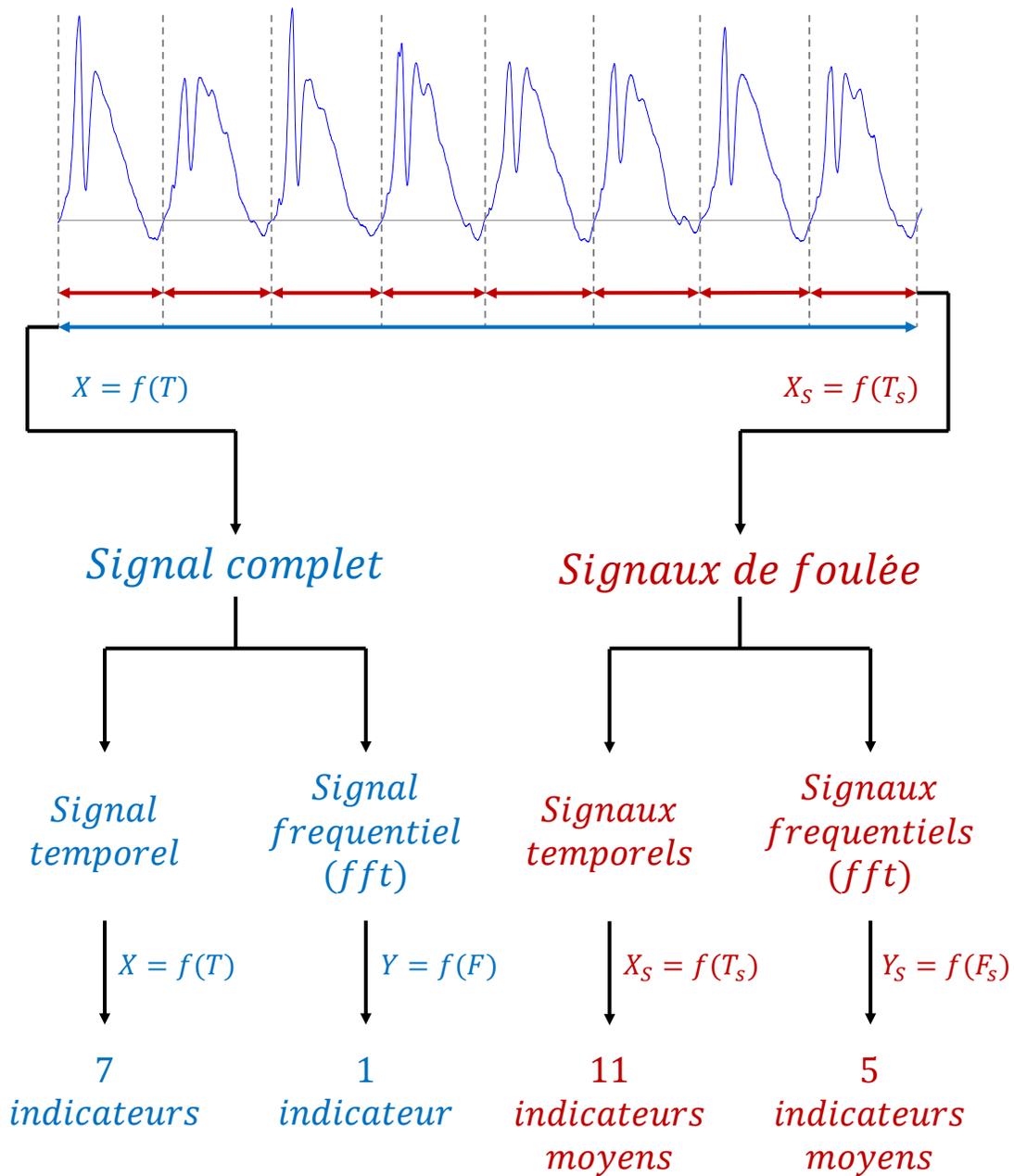


FIGURE 4.2 – Différents groupes d’indicateurs issus du signal de l’accélération (Dans cet exemple sur l’axe vertical du capteur situé au niveau des lombaires).

ne se calcule donc qu’entre le pied et le tibia et le pied et les lombaires uniquement pour l’accélération totale ; la valeur totale de vibration (a_v) représentative de la quantité de vibration imposée par le système (Équation B.7 définie dans le chapitre 1 section 1.3.3), la valeur de

vibration ne se calcule uniquement que pour le capteur situé le plus proche de l'entrée des vibrations (au niveau du pied) en se basant sur tous les axes en même temps.

Indicateur fréquentiel déterminé sur le spectre du signal complet

Un seul indicateur fut déterminé sur le spectre du signal complet, l'énergie totale (ET) caractéristique d'un spectre fini calculé comme la somme du spectre au carré sur la bande de fréquence représentative (Équation B.8).

Indicateurs temporels moyens déterminés sur les signaux de foulée

Onze indicateurs moyens furent déterminés sur les signaux de foulée : le temps de foulée (tmf) représentant la durée moyenne d'une foulée (Équation B.9) ; la fréquence de foulée (fmf) (Équation B.10), le nombre exacte de foulées composant le signal X (nf) (Équation B.11) ; le temps moyen d'appui du point de vue mécanique (t_{am}) représentant la durée de l'appui en se basant sur des évènements dits "mécaniques" et détaillés dans le chapitre 2 section 2.2.3 (Équation B.12) ; le temps moyen de suspension du point de vue mécanique (t_{sm}) représentant la durée de suspension en se basant sur des évènements dits "mécaniques" (Équation B.13) ; le temps moyen d'appui du point de vue physiologique (t_{ap}) représentant la durée de l'appui en se basant sur des évènements dits "physiologiques" (Équation B.14) ; le temps moyen de suspension du point de vue physiologique (t_{sp}) représentant la durée de suspension en se basant sur des évènements dits "physiologiques" (Équation B.15) ; la raideur verticale des membres inférieurs basée sur les évènements mécaniques (K_m^{vert}) et physiologiques (K_p^{vert}) déterminée sur la base d'un modèle masse-ressort uni-axial détaillé dans le chapitre 2 section 2.3.2 (Équation B.16) ; la raideur de la jambe basée sur les évènements mécaniques (K_m^{jamb}) et physiologiques (K_p^{jamb}) déterminée sur la base d'un modèle masse-ressort bi-axial détaillé dans le chapitre 2 section 2.3.3 (Équation B.19). Tous ces indicateurs étant calculés au moyen d'évènements déterminés sur l'axe vertical du capteur situé au niveau des lombaires, ceux-ci ne sont donc pas représentés sur les autres axes et les autres points de mesure.

Indicateurs fréquentiels moyens déterminés sur le spectre des signaux de foulée

Les spectres des signaux de foulée $Y_s = f(F_s)$ furent déterminés pour chaque type d'évènement à l'aide des signaux temporels de foulée $X_s = f(T_s)$. Ainsi la variable Y_s^{am} est une variable discrète représentant le spectre de la phase d'appui du coureur d'un point de vue mécanique de la foulée s , les préfixes ap , sm et sp seront donc associés respectivement à l'appui physiologique, à la suspension mécanique et à la suspension physiologique. Cinq indicateurs fréquentiels moyens furent calculés sur les spectres des signaux de foulée : l'énergie moyenne

de la phase d'appui déterminée d'un point de vue mécanique (E_{am}) (Équation B.21) ; l'énergie moyenne de la phase de suspension déterminée d'un point de vue mécanique (E_{sm}) (Équation B.22) ; l'énergie moyenne de la phase d'appui déterminée d'un point de vue physiologique (E_{ap}) (Équation B.23) ; l'énergie moyenne de la phase de suspension déterminée d'un point de vue physiologique (E_{sp}) (Équation B.24) et la fréquence médiane de la phase d'appui déterminée d'un point de vue physiologique (f_{ap}^{med}) représentant la fréquence divisant le spectre en deux parties d'énergie égale (Équation B.25) et suivant les préconisations de traitement du signal décrites par Giandolini et al. [Giandolini et al., 2015], la fréquence médiane s'applique à la plage $[2 - 50Hz]$.

TABLE 4.1 – Liste des 24 indicateurs étudiés.

Groupe	Domaine	Indicateurs	Notations	Point	Axes
Complet	Temporel	Valeur efficace	RMS	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Complet	Temporel	Kurtosis	Kur	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Complet	Temporel	Maximum	Max	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Complet	Temporel	Minimum	Min	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Complet	Temporel	Temps passé au-delà de $3g$	t_{3g}	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Complet	Temporel	Transmissibilité	$T_{l/p}$ où $T_{t/p}$	Ti / Lo	T
Complet	Temporel	Valeur totale de vibration	a_v	Pi	T
Complet	Fréquentiel	Énergie totale	ET	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Foulée	Temporel	Temps de foulée	tmf	Lo	X
Foulée	Temporel	Fréquence de foulée	fmf	Lo	X
Foulée	Temporel	Nombre de foulées	nf	Lo	X
Foulée	Temporel	Temps d'appui mécanique	t_{am}	Lo	X
Foulée	Temporel	Temps de suspension mécanique	t_{sm}	Lo	X
Foulée	Temporel	Temps d'appui physiologique	t_{ap}	Lo	X
Foulée	Temporel	Temps de suspension physiologique	t_{sp}	Lo	X
Foulée	Temporel	Raideur verticale mécanique	K_m^{vert}	Lo	X
Foulée	Temporel	Raideur verticale physiologique	K_p^{vert}	Lo	X
Foulée	Temporel	Raideur jambe mécanique	K_m^{jamb}	Lo	X
Foulée	Temporel	Raideur jambe physiologique	K_p^{jamb}	Lo	X
Foulée	Fréquentiel	Énergie d'appui mécanique	E_{am}	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Foulée	Fréquentiel	Énergie de suspension mécanique	E_{sm}	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Foulée	Fréquentiel	Énergie d'appui physiologique	E_{ap}	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Foulée	Fréquentiel	Énergie de suspension physiologique	E_{sp}	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T
Foulée	Fréquentiel	Fréquence médiane d'appui physiologique	f_{ap}^{med}	Pi / Ti / Lo	X / Y / Z / T

4.2 Répétabilité des Indicateurs

4.2.1 Protocole

Premièrement, les répétabilités intra et inter-tests des 24 indicateurs furent testées au travers d'un premier protocole. La répétabilité intra-test fut définie comme la répétabilité d'un phénomène observé à des périodes successives. La répétabilité inter-test fut définie comme la répétabilité d'un phénomène observé après ré-initialisation totale du protocole. Pour cette étude, un sujet du panel fut recruté (âge : $22ans$; taille : $1.73m$; masse : $76kg$). Ce protocole fut divisé en deux séquences de dix mesures espacées d'une journée. Avant chaque séquence, il fut demandé au volontaire de s'échauffer en pratiquant $2min$ de marche pour s'habituer au tapis suivi de $5min$ de course à $12km/h$. Les deux séquences furent composées de dix mesures d'une minute de course à $12km/h$ espacées d'une minute de pause entre chaque mesure. Pour la première séquence de mesure la répétabilité intra-test fut étudiée. Pour la seconde, les centrales inertielles furent désinstallées puis remontées sur le sujet durant le temps de pause afin de pouvoir analyser la répétabilité inter-test de cette séquence. La figure 4.3 présente des signaux accélérométriques mesurés par les centrales inertielles durant une session de course à $12km/h$.

4.2.2 Traitement des données

Pour chaque séquence de dix mesures de ce protocole de répétabilité, la moyenne, l'écart-type et le coefficient de variation (CV) furent déterminés afin de qualifier la répétabilité inter et intra-test des 24 indicateurs. La répétabilité des indicateurs fut considérée comme acceptable si les CV intra et inter-test étaient inférieurs à 5%. Par ailleurs la validité totale des indicateurs fut déterminée comme le ratio entre le nombre d'axes répétables d'un indicateur divisé par le nombre total d'axes sur lesquels l'indicateur était calculé. Par exemple pour la *RMS* le nombre total d'axes sur lesquels l'indicateur est calculé correspond à 12 ($3 \text{ capteurs} \times (3 \text{ axes} + 1 \text{ accélération totale}) = 12$). Cette valeur présentée en pourcentage avait pour but d'observer si les indicateurs étaient répétables quel que soit le point de mesure, ou l'axe mesuré.

4.2.3 Résultats et discussions

Les résultats de l'étude de répétabilité sont présentés dans la table 4.2, le détail des validités est présenté dans la table 4.3. Ce premier protocole montre que 13 indicateurs présentent une très bonne répétabilité ainsi qu'une validité totale de 100%. Parmi ces 13 indicateurs, 2 représentent la quantité d'accélération transmise dans le système composé par

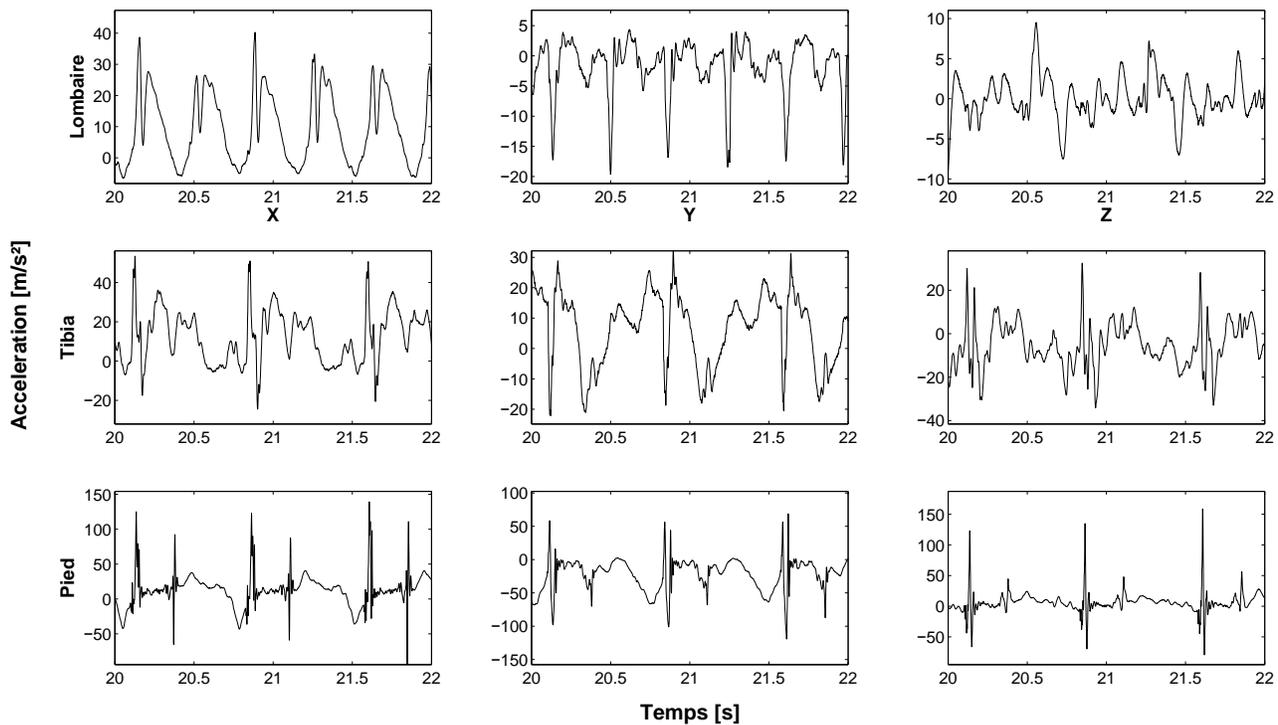


FIGURE 4.3 – Signaux accélérométriques complets pour : les lombaires (première ligne), le tibia (seconde ligne), le pied (troisième ligne). Les signaux représentent deux secondes de course d'un sujet à 12km/h . L'axe x représente l'axe vertical, l'axe y représente l'axe antéro-postérieur et l'axe z représente l'axe médio-latéral suivant les repères locaux définis sur la Figure 4.1.

les membres inférieurs ($T_{l-t/p}$, av). Ces 2 indicateurs peuvent donc donner une information importante afin d'étudier la résistance du corps face aux accélérations mais aussi sa capacité à dissiper ou à amplifier les vibrations. Cette étude montre que l'indicateur a_v décrit par la norme ISO 2631 ([ISO-2631, 1997]) traitant de l'exposition aux vibrations peut être applicable dans le domaine du sport en course à pied. Parmi les 13 indicateurs présentant une validité totale de 100%, 11 sont associés aux signaux temporels de foulée et notamment à la découpe du signal au moyen d'événements mécaniques ou physiologiques (tmf , fmf , nf , t_{am} , t_{sm} , t_{ap} , t_{sp} , K_m^{vert} , K_p^{vert} , K_m^{jamb} et K_m^{jamb}). Par ailleurs, la très bonne répétabilité des raideurs (verticales et de la jambe) définies au moyen d'événements mécaniques et physiologiques est en accord avec les résultats de Pappas et al. ([Pappas et al., 2014]), qui évaluèrent la fiabilité de ces indicateurs au moyen d'une caméra haute vitesse. Cette très bonne répétabilité d'indicateurs associée aux temps d'appui et de suspension mécanique et physiologique permet de conclure que les événements de contact et de décollement définis de manière mécanique et

physiologique peuvent être déterminés correctement à l'aide de l'accéléromètre d'une centrale inertielle et valide ainsi la découpe du signal.

Ce protocole montre que 3 indicateurs présentent une validité totale entre 50% et 100%. Deux d'entre eux sont spécifiques à la quantité d'énergie située dans le signal complet (RMS , ET). De plus, la RMS est répétable pour 11 axes sur les 12 mesurés. Le dernier indicateur (f_{ap}^{med}) est un indicateur décrit dans la littérature pour l'étude de la course à pied ([Gian-dolini et al., 2015]). Cet indicateur donne une information différente (une fréquence seuil) et peut permettre d'étudier la distribution d'énergie dans le spectre des signaux lors de la phase d'appui du coureur. Il est possible d'observer que ces trois indicateurs ne sont généralement pas répétables pour les axes associés aux axes médio-latéraux du corps humain (Table 4.3). Ceci peut être dû au fait que ces axes ne représentent pas toujours des informations accélérométriques répétables.

Parmi les 24 indicateurs, 5 présentent une validité totale comprise entre 10 et 50%. Le premier indicateur est associé à une durée (t_{3g}). Sa faible validité totale peut s'expliquer par le fait que pour la centrale inertielle située au niveau des lombaires, l'accélération n'excède que rarement $3g$. Pour ce capteur, l'indicateur n'est donc pas considéré comme répétable. Une observation similaire peut être faite pour les axes médio-latéraux pour les centrales situées au pied et au tibia (Table 4.3). Cet indicateur peut donc présenter des informations intéressantes mais uniquement pour des axes présentant des valeurs d'accélération suffisamment hautes. Bien que le t_{3g} apporte une information limitée en terme de possibilité de mesure, il peut présenter une valeur de temps d'exposition aux accélérations utile pour le suivi de sportif. Les 4 autres indicateurs présentant une validité totale comprise entre 10 et 50% sont tous associés à l'énergie des signaux de foulée suivant les décompositions associées aux événements mécaniques ou physiologiques (E_{am} , E_{sm} , E_{ap} et E_{sp}). Bien que la découpe associée aux événements mécaniques présente des validités totales supérieures à celles présentées par la découpe physiologique, celles-ci restent faibles. Ces faibles résultats peuvent s'expliquer par le fait que les spectres sont calculés sur des signaux très courts ne représentant que de simples instants de la course. Ces spectres ne présentent alors qu'une faible résolution spectrale ne permettant pas de définir l'énergie de manière précise.

Finalement, 3 indicateurs ne présentent qu'une validité totale inférieure à 10%. Ces indicateurs sont associés aux pics et à la forme du signal (Kur , Max et Min). Cette faible répétabilité peut s'expliquer de deux manières : soit parce que la valeur des pics associés à l'impact du pied contre le sol varie considérablement pour un signal, soit parce que les centrales inertielles présentent une limite à la représentation de pics et de chocs associés aux plus hautes fréquences. Cependant il est aussi possible que ces indicateurs ne présentent seulement que de faibles informations pour caractériser les signaux de course à pied.

TABLE 4.2 – Nombre d’axes respectant les différents critères (CV intra-test <5%, CV inter-test <5%, CV intra et inter-test <5%). Les résultats sont comparés au nombre total d’axes mesuré par indicateurs afin de présenter la validité totale.

Indicateur	Nombre Intra-test CV<5%	Nombre Inter-test CV<5%	Nombre Intra & Inter CV<5%	Nombre total d’axes	Validité totale (%)
$T_{(l-t)/p}$ [%]	2	2	2	2	100,0
a_v [m/s ²]	1	1	1	1	100,0
tmf [s]	1	1	1	1	100,0
fmf [Hz]	1	1	1	1	100,0
nf	1	1	1	1	100,0
t_{am} [s]	1	1	1	1	100,0
t_{sm} [s]	1	1	1	1	100,0
t_{ap} [s]	1	1	1	1	100,0
t_{sp} [s]	1	1	1	1	100,0
K_m^{vert} [N/mm]	1	1	1	1	100,0
K_p^{vert} [N/mm]	1	1	1	1	100,0
K_m^{jamb} [N/mm]	1	1	1	1	100,0
K_p^{jamb} [N/mm]	1	1	1	1	100,0
RMS [m/s ²]	11	12	11	12	91,7
ET [(m/s ²) ²]	8	10	8	12	66,7
f_{ap}^{med} [Hz]	8	11	8	12	66,7
E_{am} [(m/s ²) ²]	4	9	4	12	33,3
t_{3g} [s]	4	3	3	12	25,0
E_{sm} [(m/s ²) ²]	3	8	3	12	25,0
E_{ap} [(m/s ²) ²]	3	4	2	12	16,7
E_{sp} [(m/s ²) ²]	2	9	2	12	16,7
K_{ur}	1	2	1	12	8,3
Max [m/s ²]	1	1	1	12	8,3
Min [m/s ²]	0	0	0	12	0,0

Pour la suite de cette étude, seuls les axes et les points de mesure des indicateurs présentant des valeurs de CV acceptables seront analysés. Le *Min* associé à une validité totale de 0% sera donc exclue de cette étude.

Les résultats complets de l’étude de répétabilité sont détaillés dans les Tables C.1, C.2, C.3 et C.4 de l’Annexe C.

4.3 Influence de la vitesse

4.3.1 Protocole

Dans un second temps, l'influence de la vitesse de course fut étudiée sur les 24 indicateurs dans un second protocole. La totalité du panel fut recrutée pour cette étude soit 18 volontaires (10 hommes et 8 femmes). Cette étude fut composée d'une séquence de 9 essais. Avant de démarrer l'étude, il fut demandé aux participants de s'échauffer en pratiquant deux minutes de marche pour s'habituer au tapis suivi de cinq minutes de course à 10km/h . Neuf essais à vitesses différentes ($8 - 9 - 10 - 11 - 12 - 13 - 14 - 16 - 18\text{km/h}$) furent effectués suivant une répartition aléatoire. Chaque essai fut composé d'une minute de course à la vitesse sélectionnée suivi de deux minutes de pause minimum. L'essai suivant débutait uniquement si la fréquence cardiaque mesurée à l'aide de la ceinture électrocardiogramme était au niveau de la fréquence cardiaque de repos déterminée avant l'étude. Durant la minute de tests les données ne furent recueillies que durant une période de 30 secondes considérée comme régime permanent. Le protocole expérimental est résumé dans la Figure 4.4.

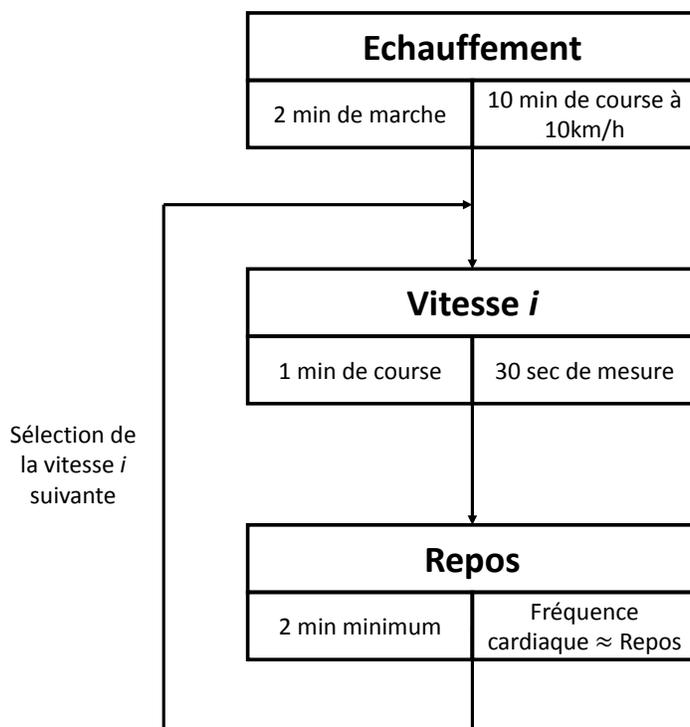


FIGURE 4.4 – Protocole expérimental

4.3.2 Traitement des données

Pour ce second protocole, deux tests statistiques furent effectués sur les données. Tout d'abord, un premier test fut utilisé pour observer si la vitesse avait un impact sur les indicateurs. Pour chaque indicateur, point de mesure et axe, les données des 18 sujets et des 9 vitesses étaient regroupées dans une table de 18 lignes à 9 colonnes. Pour chacune de ces tables, un test de Friedman (Définition en Annexe A) fut effectué afin d'observer si chaque colonne provenait de la même famille. Une valeur de p_{Fried} inférieure à 0.05 signifiait que chaque colonne ne provenait pas de la même famille et donc que la vitesse avait un impact général sur les indicateurs mesurés pour l'ensemble des 18 sujets. Puis un second test statistique fut effectué pour observer si l'impact de la vitesse était linéaire sur l'indicateur. Pour chaque indicateur, point de mesure et axe un test de Bravais-Pearson (Définition en Annexe A) fut réalisé pour chacun des 18 sujets comparé à la vitesse de course définissant pour chaque indicateur 18 coefficients de corrélation r_i . Pour chaque indicateur un coefficient de corrélation carré moyen r_m^2 (Équation 4.2) fut déterminé afin d'étudier la tendance linéaire générale des indicateurs. La valeur r_m^2 est considérée comme représentative de la corrélation linéaire général d'un indicateur pour les 18 sujets. Il représente le cas où chaque sujet aurait été normalisé afin d'être comparé de manière égale aux autres (Figure 4.5)

$$r_m^2 = \left(\frac{\sum_{i=1}^{18} r_i}{18} \right)^2 \quad (4.2)$$

Finalement, pour chaque indicateur un taux d'exactitude (*Exa*) fut déterminé comme le ratio entre le nombre de sujets présentant une tendance linéaire (dont le test de Bravais-Pearson donnait une valeur p_{BrPe} inférieure à 0.05) et le nombre total de sujets afin d'étudier la corrélation linéaire pour tous les sujets. Le taux d'exactitude fut représenté comme un pourcentage.

4.3.3 Résultats et discussions

Les résultats des indicateurs répétables déterminés sur le signal complet sont présentés dans la Table 4.4. Tout d'abord, ces résultats montrent que l'indicateur le plus linéaire avec la vitesse est un indicateur lié aux normes traitant de l'exposition humaine aux vibrations (a_v). Celui-ci présente une corrélation linéaire moyenne de 0.99 pour les 18 sujets et donc un taux d'exactitude de 100%. La dose d'accélération est donc totalement corrélée avec la vitesse qui peut être considérée comme un facteur de risque pour la santé et la performance. Il est donc possible de déterminer des seuils d'exposition aux sollicitations accélérométriques en fonction de la vitesse de course de manière similaire à ceux exposés dans la directive

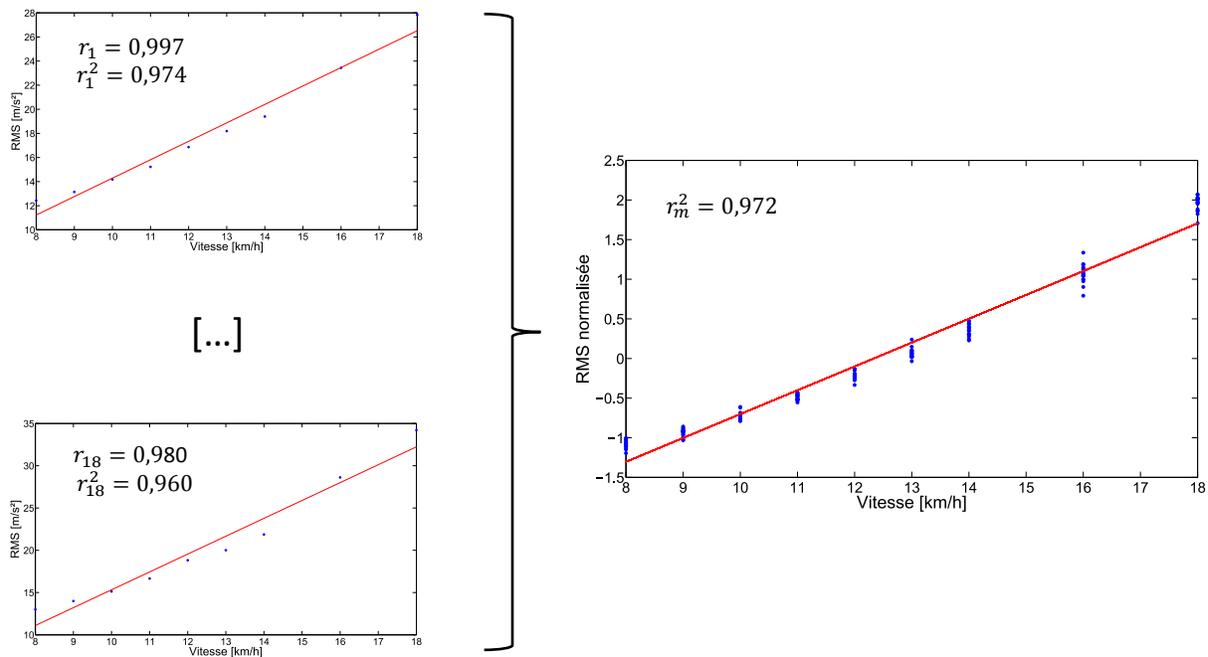


FIGURE 4.5 – Exemple du calcul de la corrélation pour l'indicateur RMS déterminé sur l'axe vertical du tibia. Pour chacun des 18 sujets une corrélation r_i de RMS est déterminée avec la vitesse, puis un coefficient moyen r_m^2 est calculé pour représenter la corrélation linéaire générale de RMS .

européenne 2002/44/EC [Directive-2002/44/EC, 2002].

Ce protocole montre que quatre autres indicateurs présentent des taux d'exactitude de 100% avec des coefficients de corrélation moyens généralement supérieurs à 0.90. Premièrement, deux indicateurs sont directement liés à l'énergie du signal mesuré (RMS et ET) et présentent pour dix cas sur onze pour la RMS et sept cas sur huit pour l' ET un taux d'exactitude de 100%. Dans ces cas, tous les sujets présentent une tendance linéaire de l'indicateur avec la vitesse de course avec un $r_m^2 > 0.90$ pour la RMS et un $r_m^2 > 0.88$ pour l' ET . Ces indicateurs montrent une bonne linéarité étant donné que l'énergie du signal augmente avec la vitesse. Cependant, dans les derniers cas la RMS et l' ET montrent une linéarité plus faible ($r_m^2 < 0.80$ avec $Exa < 95\%$). Cette observation se fait exclusivement pour la centrale inertielle située au niveau des lombaires sur l'axe x associé à l'axe vertical. Par ailleurs, il est possible de voir que les meilleurs cas de linéarité pour ces deux indicateurs se font avant tout pour les centrales situées au niveau du pied et du tibia, puis enfin sur les lombaires. Ce phénomène peut être expliqué par le fait que l'énergie est plus linéaire pour les capteurs du pied et du tibia et que l'énergie absorbée par le corps entre le tibia et les lombaires est plus variable. Cela peut aussi être dû au montage du capteur au niveau des lombaires dont

le maintien n'est peut-être pas optimal.

De manière similaire il est possible d'observer que le t_{3g} propose une corrélation linéaire moyenne supérieure à 0.90 et un taux d'exactitude de 100% pour les trois cas où cet indicateur est répétable. Si cet indicateur n'est pas forcément bien adapté pour certains points de mesure comme les lombaires et certains axes, celui-ci présente tout de même une corrélation linéaire avec la vitesse pour tous les sujets. Le t_{3g} peut donc offrir une solution différente mais convenable pour l'exposition humaine aux sollicitations accélérométriques en proposant une valeur en terme de durée plutôt qu'une valeur en terme de dose de vibration comme a_v .

Finalement, la transmissibilité montre aussi une bonne corrélation avec la vitesse ($r_m^2 = 0.97$) avec un taux d'exactitude de 100% mais uniquement dans le cas de la transmissibilité entre le pied et les lombaires ($T_{l/p}$). Dans le cas de la transmissibilité entre le pied et le tibia ($T_{t/p}$), la corrélation moyenne est beaucoup plus faible ($r_m^2 = 0,27$) et seul 11 sujets sur 18 présentent une corrélation linéaire ($Exa = 61.1\%$). Cette différence peut s'expliquer par le fait que la transmissibilité peut être plus influencée par la cinématique des membres inférieurs que par les sollicitations qui sont transmises aux différentes parties du corps. Dans le cas des lombaires, l'impact cinématique sur le signal de l'accélération est très faible du au placement du capteur proche du centre de gravité du corps. En revanche l'apport de la cinématique pour le signal du pied est très important du au mouvement complexe du pied durant la course. Si la cinématique du pied varie avec la vitesse mais pas, ou peu, pour celle des lombaires le rapport de transmissibilité ($T_{l/p}$) sera donc essentiellement influencé par la variation pour le pied. Ceci explique donc pourquoi la transmissibilité $T_{l/p}$ est donc corrélée linéairement avec la vitesse. Dans le cas du tibia, l'apport de la cinématique sur le signal de l'accélération est aussi très important. La modification de la vitesse impacte donc la cinématique du tibia mais aussi du pied. Le rapport de transmissibilité ($T_{t/p}$) sera donc influencé par la variation des deux points de mesure ce qui explique la faible corrélation du rapport de transmissibilité. L'indicateur de transmissibilité peut donc être un outil intéressant, mais il est nécessaire de s'affranchir des effets de la cinématique pour étudier uniquement l'amplification ou l'atténuation des sollicitations accélérométriques en course à pied.

Les deux derniers indicateurs calculés sur le signal complet (Max et Kur) sont répétables uniquement pour la centrale située au niveau du tibia pour l'axe z (associé à l'axe antéro-postérieur). D'un côté le Max montre une linéarité acceptable ($r_m^2 = 0,87$) avec un taux d'exactitude de 94.4%. D'un autre côté Kur n'est pas linéaire et présente un taux d'exactitude faible (44.4%). Pour les deux cas, ces indicateurs ne donnent pas de résultats satisfaisants. Max et Kur ne sont pas répétables pour de nombreux axes de mesure, et ne donnent que des résultats moyens ou faibles pour la linéarité. Comme discuté précédemment pour la répétabilité du Min , les deux indicateurs peuvent être associés au niveau de pic dans le

signal qui est très variable. Ce phénomène peut s'expliquer au travers des propriétés visco-élastiques des tissus mous humains ([Kucharová et al., 2007]) qui peut justifier l'absorption des hautes fréquences excitées par les chocs ([Roberts et al., 2005], [Griffin, 1990]). Cependant, l'effet d'amortissement de la peau peut être compensé par un pré-chargement de la centrale inertielle contre la peau au moyen de la bande de maintien Velcro ([Nokes et al., 1984]).

Les résultats des indicateurs répétables déterminés sur les signaux de foulée sont présentés dans la Table 4.5. Les indicateurs associés à la foulée complète (tmf , fmf et nf) calculés uniquement pour l'axe vertical pour le capteur situé au niveau des lombaires présentent de bonnes linéarités ($r_m^2 > 0,90$) avec des taux d'exactitude de 100%. Ces indicateurs varient donc linéairement avec la vitesse de course ce qui est en accord avec les résultats présentés par Wixted et al. [Wixted et al., 2005].

Les quatre indicateurs associés aux durées d'appui et de suspension (t_{am} , t_{sm} , t_{ap} et t_{sp}) présentent des résultats différents. D'un côté deux indicateurs basés sur les événements mécaniques présentent des observations différentes. Le t_{am} montre une linéarité acceptable ($r_m^2 = 0.89$) partagée par les 18 sujets ($Exa = 100\%$). Au contraire, le t_{sm} ne présente aucune influence de la vitesse de course avec un $p_{Fried} > 0.05$. D'un autre côté, les indicateurs basés sur les événements physiologiques présentent pour les deux une linéarité ($r_m^2 = 0.55$) et un taux d'exactitude faible ($Exa = 70\%$). Il est difficile de conclure sur la linéarité de ces deux indicateurs. Cependant, il est intéressant de voir que selon la méthode de décomposition de la foulée (basée sur les événements mécaniques ou physiologiques), il est possible d'isoler une partie linéaire des signaux de foulée. Pour la décomposition mécanique, t_{sm} n'est pas influencée par la vitesse de course contrairement à t_{am} qui est linéaire. Pour la décomposition physiologique, la durée t_{ap} est plus courte, ce qui signifie que la durée t_{sp} inclue une partie linéaire du signal et dans ce cas la linéarité sera partagée avec une valeur de r_m^2 faible. Cependant ces indicateurs restent difficiles à utiliser, comparés à des indicateurs comme tmf .

Quatre indicateurs sont associés à la raideur des membres inférieurs (K_m^{vert} , K_p^{vert} , K_m^{jamb} et K_p^{jamb}). La raideur K_p^{jamb} associée aux événements physiologiques présente une linéarité très faible ($r_m^2 = 0.30$) et un taux d'exactitude moyen ($Exa = 72.2\%$) contrairement au même indicateur déterminé à l'aide des événements mécaniques K_m^{jamb} qui présente pour un taux d'exactitude similaire ($Exa = 77.8\%$) une linéarité moyenne ($r_m^2 = 0.70$). Cette différence entre les deux indicateurs apparaît aussi pour les raideurs verticales, ou K_p^{vert} offre une linéarité et un taux d'exactitude moyen ($r_m^2 = 0.71$ et $Exa = 83.3\%$) alors que K_m^{vert} présente une bonne linéarité ($r_m^2 = 0.92$) partagée par les 18 sujets ($Exa = 100\%$). Ce phénomène peut s'expliquer car la détermination des quatre raideurs se fait à l'aide des temps d'appui et de suspension. Dans la formule des raideurs, le temps d'appui apparaît au carré, contrairement

TABLE 4.4 – Résultats du protocole d'influence de la vitesse de course pour les indicateurs répétables déterminés sur le signal complet. Tous les indicateurs présentent une valeur de p_{Fried} inférieure à 0.05 représentant une influence de la vitesse.

Indicateur	Point	Axe	p_{Fried}	r_m^2	Exa
a_v [m/s ²]	Pi	T	3,49E-27	0,99	100
RMS [m/s ²]	Ti	Z	5,66E-27	0,98	100
RMS [m/s ²]	Ti	T	4,44E-27	0,98	100
RMS [m/s ²]	Pi	Z	3,49E-27	0,98	100
RMS [m/s ²]	Pi	X	3,94E-27	0,98	100
RMS [m/s ²]	Pi	T	3,94E-27	0,98	100
RMS [m/s ²]	Ti	X	3,49E-27	0,97	100
t_{3g} [s]	Pi	Z	4,44E-27	0,97	100
$T_{l/p}$ [%]	Lo	T	7,68E-27	0,97	100
t_{3g} [s]	Pi	T	3,94E-27	0,96	100
RMS [m/s ²]	Ti	Y	8,36E-27	0,95	100
ET [(m/s ²) ²]	Ti	Z	5,66E-27	0,95	100
RMS [m/s ²]	Lo	T	1,33E-25	0,94	100
ET [(m/s ²) ²]	Ti	T	3,94E-27	0,94	100
ET [(m/s ²) ²]	Pi	Z	3,49E-27	0,94	100
ET [(m/s ²) ²]	Pi	T	3,94E-27	0,94	100
RMS [m/s ²]	Lo	Y	1,12E-25	0,93	100
ET [(m/s ²) ²]	Lo	T	3,42E-26	0,93	100
ET [(m/s ²) ²]	Ti	X	3,49E-27	0,93	100
RMS [m/s ²]	Lo	Z	5,78E-26	0,92	100
t_{3g} [s]	Ti	X	7,41E-27	0,91	100
ET [(m/s ²) ²]	Lo	Z	1,98E-25	0,88	100
Max [m/s ²]	Ti	Z	4,30E-24	0,87	94,4
RMS [m/s ²]	Lo	X	1,03E-21	0,77	94,4
ET [(m/s ²) ²]	Lo	X	4,53E-21	0,73	88,9
$T_{t/p}$ [%]	Ti	T	7,61E-08	0,27	61,1
Kur	Ti	Z	2,87E-05	0,00	44,4

au temps de suspension qui n'intervient qu'à la puissance une. La valeur de la raideur est donc plus influencée par le temps d'appui que par le temps de suspension. Les résultats précédents sur les durées d'appui et de suspension ont montré que la décomposition basée sur les événements mécaniques permet d'isoler une partie linéaire de la foulée qui ne se retrouve que pour le temps d'appui t_{am} . Cette partie linéaire influence K_m^{vert} et K_m^{jamb} ce qui explique leurs meilleurs résultats comparés à K_p^{vert} et K_p^{jamb} respectivement qui eux sont influencés par t_{as} , qui présente une linéarité plus faible. Par ailleurs les résultats des raideurs montrent que les indicateurs qui présentent une influence de la vitesse sont d'abord les raideurs verticales (K_m^{vert} et K_p^{vert}) avec des corrélations linéaires moyennes voir bonnes ($r_m^2 = 0.92$ pour K_m^{vert} et $r_m^2 = 0.71$ pour K_p^{vert}), puis les raideurs des jambes avec des corrélations moyennes voir faibles ($r_m^2 = 0.70$ pour K_m^{jamb} et $r_m^2 = 0.30$ pour K_p^{jamb}). Ces résultats peuvent s'expliquer par le fait que la vitesse moyenne de course intervient dans le calcul de la raideur des jambes et non pas dans le calcul de la raideur verticale. En effet la raideur des jambes élimine l'effet de la vitesse et ainsi standardise les caractéristiques d'élasticité de la jambe en fonction de la vitesse de course. Ces deux indicateurs présentent donc un intérêt pour des études de fatigue et de performance car ils s'affranchissent du paramétrage de la course à pied.

Les résultats du protocole sur l'influence de la vitesse montrent un bilan très varié pour les indicateurs associés à l'énergie des phases de courses (E_{am} , E_{sm} , E_{ap} et E_{sp}). Les indicateurs associés au temps de suspension (E_{sm} et E_{sp}) donnent des corrélations moyennes voire bonnes ($r_m^2 \in [0.57 : 0.85]$ et $Exa \in [72.2 : 100]\%$), ces indicateurs sont calculés pour les centrales inertielles associées au pied et au tibia et essentiellement pour l'accélération totale. De manière différente, les indicateurs associés au temps d'appui (E_{am} et E_{ap}) donnent des corrélations moyennes voire faibles ($r_m^2 \in [0.19 : 0.78]$ et $Exa \in [38.9 : 94.4]\%$) dont le meilleur cas est un cas isolé. Ces indicateurs sont calculés pour les centrales inertielles associées au tibia et aux lombaires et essentiellement pour l'axe vertical et l'accélération totale. Ces résultats pourraient permettre de conclure que l'énergie associée au temps de suspension présente de meilleurs résultats car elle est déterminée à des points de mesures et des axes présentant plus d'énergie. Ces points et axes de mesures étant plus proche de la source d'excitation, cela compenserait le problème de résolution spectrale évoqué auparavant. Par ailleurs il est intéressant de voir que l'énergie présente une tendance opposée à celles des durées d'appui et de suspension qui montraient une meilleure linéarité pour l'appui que pour la suspension. Cependant, ces indicateurs présentent trop de dispersion, sont fonction de nombreux paramètres (point de mesure, axe, type de décomposition de la foulée...) et n'ont validé la répétabilité que pour peu d'axes de mesure. Ces indicateurs apportent donc des résultats sur l'énergie beaucoup plus difficiles à interpréter que d'autres indicateurs comme *RMS* et *ET*. De plus, les résultats comparant les indicateurs associés aux événements mécaniques (E_{am}

et E_{sm}) par rapport aux indicateurs associés aux événements physiologiques (E_{ap} et E_{sp}) ne montrent pas de tendance particulière.

Le dernier indicateur est associé à une fréquence (f_{ap}^{med}). Cet indicateur présente un taux d'exactitude inférieur à 35% et une corrélation de linéarité faible ($r_m^2 < 0,30$). Pour deux cas, calculés pour la centrale située au niveau du pied, la valeur p_{Fried} est supérieure à 0.05 ce qui signifie que la vitesse de course n'a pas d'impact sur l'indicateur. La répétabilité démontrée précédemment ainsi que le faible impact de la vitesse de course sur cet indicateur peuvent être expliqués au moyen de la résolution spectrale utilisée. En effet la résolution, déterminée comme la fréquence d'échantillonnage divisée par le nombre de points formant le signal est supérieure à $2.5Hz$, ce qui signifie que cet indicateur ne sélectionne pas une fréquence mais une gamme d'au moins $2.5Hz$. La résolution n'est pas très précise pour des signaux de course à pied dont la fondamentale et ses harmoniques sont souvent espacées de moins de $2.5Hz$. Si la proposition d'un indicateur seuil en fréquence peut être une bonne idée pour l'étude de la course à pied, il est nécessaire d'améliorer cet indicateur et de s'appuyer sur des signaux plus longs.

Les résultats complets de l'étude sur l'influence de la vitesse de course sont détaillés dans les Tables C.5 et C.6 de l'Annexe C.

La Table 4.6 résume les différents indicateurs validés ou exclus pour la suite de cette étude.

TABLE 4.5 – Résultats du protocole d'influence de la vitesse de course pour les indicateurs répétables déterminés sur les signaux de foulée. Les valeurs non indiquées (-) présentent des valeurs de p_{Fried} supérieures à 0.05 et donc aucune influence de la vitesse de course.

Indicateur	Point	Axe	p_{Fried}	r_m^2	Exa
tmf [s]	Lo	X	6,40E-26	0,95	100
nf	Lo	X	6,40E-26	0,93	100
fmf [Hz]	Lo	X	6,40E-26	0,93	100
K_m^{vert} [N/mm]	Lo	X	3,38E-26	0,92	100
t_{am} [s]	Lo	X	1,53E-24	0,89	100
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Pi	T	7,07E-26	0,85	100
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Pi	T	1,20E-25	0,84	100
E_{am} [(m/s ²) ²]	Lo	X	1,66E-19	0,78	94,4
K_p^{vert} [N/mm]	Lo	X	4,58E-21	0,71	83,3
K_m^{jamb} [N/mm]	Lo	X	2,40E-19	0,70	77,8
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Ti	Z	7,00E-18	0,63	83,3
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Ti	T	8,05E-17	0,60	72,2
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Ti	T	9,36E-16	0,57	72,2
t_{ap} [s]	Lo	X	2,68E-17	0,55	77,8
t_{sp} [s]	Lo	X	6,18E-13	0,55	72,2
E_{am} [(m/s ²) ²]	Ti	T	7,21E-11	0,43	50,0
K_p^{jamb} [N/mm]	Lo	X	1,16E-06	0,30	72,2
E_{am} [(m/s ²) ²]	Ti	X	4,20E-07	0,28	44,4
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	Z	4,63E-07	0,27	33,3
E_{am} [(m/s ²) ²]	Lo	T	6,72E-06	0,24	66,7
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	Z	4,02E-03	0,23	33,3
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Ti	T	9,04E-06	0,23	44,4
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Ti	X	1,42E-04	0,19	38,9
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	X	1,28E-02	0,08	5,6
f_{ap}^{med} [Hz]	Lo	X	2,46E-05	0,03	11,1
f_{ap}^{med} [Hz]	Lo	T	2,46E-05	0,03	11,1
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	T	1,97E-02	0,03	11,1
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	X	3,28E-01	-	-
t_{sm} [s]	Lo	X	1,72E-01	-	-
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	T	4,01E-01	-	-

TABLE 4.6 – Récapitulatif des indicateurs validés au cours de cette étude

Indicateur	Notation	Validé	Critère de rejet
Valeur efficace	RMS	Oui	
Kurtosis	Kur	Non	Peu répétable
Maximum	Max	Non	Peu répétable
Minimum	Min	Non	Peu répétable
Temps passé au-delà de $3g$	t_{3g}	Oui*	*A adapter au point de mesure
Transmissibilité	$T_{l/p}$ où $T_{t/p}$	Non	Influence de la cinématique
Valeur totale de vibration	a_v	Oui	
Énergie totale	ET	Oui	
Temps de foulée	tmf	Oui	
Fréquence de foulée	f_{mf}	Oui	
Nombre de foulées	nf	Oui	
Temps d'appui mécanique	t_{am}	Oui	
Temps de suspension mécanique	t_{sm}	Oui	
Temps d'appui physiologique	t_{ap}	Oui	
Temps de suspension physiologique	t_{sp}	Oui	
Raideur verticale mécanique	K_m^{vert}	Oui	
Raideur verticale physiologique	K_p^{vert}	Oui	
Raideur jambe mécanique	K_m^{jamb}	Oui	
Raideur jambe physiologique	K_p^{jamb}	Oui	
Énergie d'appui mécanique	E_{am}	Non	Influence de la vitesse non déterminée
Énergie de suspension mécanique	E_{sm}	Non	Influence de la vitesse non déterminée
Énergie d'appui physiologique	E_{ap}	Non	Influence de la vitesse non déterminée
Énergie de suspension physiologique	E_{sp}	Non	Influence de la vitesse non déterminée
Fréquence médiane d'appui physiologique	f_{ap}^{med}	Non	Pas adapté à la résolution spectrale

4.4 Conclusion

Ce chapitre a permis de déterminer des indicateurs fiables pour étudier et quantifier des caractéristiques de course et les sollicitations perçues par des athlètes pratiquants la course à pied. Ces indicateurs caractérisent l'activité sportive de différentes manières : par une dose ou une quantité de sollicitation captée par le sportif, par une durée d'exposition, par une caractéristique d'élasticité de la course, ou par des données relatives à la cadence de course.

Dans un premier temps, une étude sur la répétabilité des indicateurs a permis de montrer que seuls les indicateurs associés à la forme du signal accélérométrique et donc associés aux phénomènes de chocs ne présentaient pas une répétabilité suffisamment fiable pour permettre d'étudier les sollicitations en course à pied. Cette étude a permis de montrer aussi que les différents points et axes de mesures n'étaient pas tous égaux selon le type d'indicateurs étudié, les points et axes de mesures associés à des quantités d'énergie importantes du signal présentaient souvent une meilleure répétabilité.

Dans un second temps, une deuxième étude a permis de déterminer si la vitesse de course avait un comportement prédictible sur les indicateurs. Les résultats montrent que les indicateurs associés à l'énergie du signal ainsi que ceux associés à la cadence de course présentent des comportements linéaires face à l'augmentation de la vitesse de course. Ces indicateurs pourraient désormais permettre d'étudier des phénomènes plus généraux (fatigue ou performance) chez les sportifs en considérant leur variation face au paramétrage de l'activité sportive comme connue. Cependant les résultats de cette étude montrent aussi que des indicateurs comme l'énergie du signal associée à des événements particuliers de la course, ou comme la transmissibilité qui se trouve très influencée par la cinématique du coureur présentent des comportements extrêmement difficiles à prédire. Ne pouvant donc connaître l'influence du paramétrage de la course, ces indicateurs furent donc exclus pour la suite de l'étude.

Sur les 24 indicateurs initiaux, 14 seront retenus pour la suite de cette étude. Ces indicateurs ainsi que le capteur validé dans le chapitre 3 seront donc les outils qui permettront d'étudier les phénomènes de fatigue chez le coureur.

Chapitre 5

Étude des dérives mécaniques du coureur face à la fatigue par approche accélérométrique.

Le chapitre 4 nous a permis de définir les indicateurs adaptés pour étudier et quantifier la performance et la santé des athlètes pratiquant la course à pied. Dans le contexte actuel, les mondes du sport et de la santé souhaitent s'intéresser aux phénomènes de fatigue qui génèrent chez les athlètes une baisse de capacité et de performance mais aussi l'apparition de blessures (Chapitre 2). A ce jour la fatigue a été essentiellement étudiée au moyen de l'observation du métabolisme des athlètes ou au moyen de l'analyse des sollicitations mécaniques et de la cinématique du corps. Si ce phénomène montre diverses variations chez le sportif, la prédiction de la fatigue n'a été que rarement étudiée dans le sens de la prévention. Il est donc difficile à ce jour de savoir de quelle manière les sollicitations mécaniques soumises à un athlète vont être perçues et supportées par la suite de l'exercice. Par ailleurs, il n'existe pas de critère permettant de prévenir les sportifs de ruptures physiques ou de blessures en cas d'une exposition trop importante aux sollicitations de course comme pourraient nous inspirer les normes vibratoires. Il est donc nécessaire de lever ces verrous scientifiques afin de mieux comprendre les phénomènes de fatigue en se basant sur l'approche accélérométrique.

L'objectif de ce chapitre est donc d'étudier le phénomène global de fatigue chez les sportifs en course à pied et de le modéliser à l'aide des outils validés par les précédentes études (Chapitres 3 et 4). Dans un premier temps, le choix du protocole, la méthode et le matériel utilisés pour cette étude seront présentés. Dans un second temps, le développement d'un modèle général visant à prédire la fatigue sera présenté ainsi que son optimisation. Enfin l'étude d'un critère de prévention et des indicateurs optimum sera présentée avant de conclure ce chapitre.

5.1 Matériel et méthode

5.1.1 Sujet et équipement

Un panel de 10 sujets composé de 5 hommes et 5 femmes fut recruté pour cette étude (âge : $38 \pm 11.6ans$; taille : $1.73 \pm 0.1m$; masse : $66.3 \pm 12.6kg$; [moyenne \pm écart-type]). Chaque volontaire était au moins considéré comme coureur récréatif, avait une fréquence d'entraînement d'au moins deux fois par semaine. Les sujets furent choisis pour leur pratique constante de la course à pied, pour le respect de la préconisation médicale de pouvoir pratiquer la course à pied en compétition, et en fonction de leurs récents records en compétition sur un $10km$ (temps proche de $45min$) ou un semi-marathon (temps proche de $1h40min$). Les sujets furent familiarisés à l'échelle subjective de Borg avant l'étude (Figure 5.1 [Borg, 1982]), afin de pouvoir suivre leur perception de l'effort. Avant tout test, il fut demandé aux volontaires de signer une fiche d'information et de consentement.

Echelle de Borg	Perception de l'intensité de l'effort	Lien avec une séance type d'activité sportive
6	Aucun effort	Echauffement / Retour au calme
7	Extrêmement facile	
8		
9	Très facile	
10		
11	Facile	Zone cible
12	Zone d'entraînement optimale	
13	Moyennement difficile	
14		
15	Difficile	
16		Zone d'effort intense
17	Très difficile	
18		
19	Extrêmement difficile	
20	Exténuant	

FIGURE 5.1 – Échelle de Borg présentée aux sujets de l'étude. L'échelle était attachée sur le moniteur du tapis de course afin d'être constamment à la vue des sujets.

Tous les sujets furent équipés de trois centrales inertielles Hikob Fox suivant la même configuration présentée dans le chapitre 4. La première fut placée sur la surface dorsale du pied droit au-dessus des métatarses (Pi) maintenue dans les lacets de la chaussure au moyen des œillets du boîtier de la centrale. La seconde fut montée au niveau du centre de gravité de la jambe, conformément aux données anthropométriques décrites par Winter ([Winter,

1990]), sur la partie osseuse du tibia (Ti). La centrale fut maintenue à l'aide d'une bande en Velcro conçue pour l'étude et recouverte d'une bande élastique pour éviter tout glissement. La dernière centrale fut maintenue à l'aide d'une bande Velcro et d'une bande élastique similaire sur le tronc, au niveau de l'espace $L4 - L5$ des lombaires (Lo), sur la ligne entre les deux crêtes iliaques. Pour cette étude, les accéléromètres des centrales inertielles furent échantillonnés à une valeur de $1344Hz$. L'amplitude maximale des capteurs fut réglée à $\pm 24g$ pour la centrale au niveau du pied et du tibia, et $\pm 8g$ pour la centrale au niveau des lombaires. Les centrales furent démarrées de manière synchronisée à l'aide d'une télécommande radio-fréquence. L'étude fut effectuée sur tapis de course (NordicTrack C300). Afin d'éviter tout effet de l'équipement sur les mesures, tous les sujets furent équipés de chaussures de course (Kalenji, Ekiden One) et de chaussettes similaires, adaptées à leur taille. La fréquence cardiaque des volontaires fut surveillée au cours des mesures à l'aide d'une ceinture électrocardiogramme (Polar).

5.1.2 Choix du protocole de fatigue

Contexte

Les protocoles visant à étudier la fatigue apparaissant dans la littérature présentent des caractéristiques très variées : test en conditions réelles ([Bonnardot and El Badaoui, 2010], [Nicol et al., 1991a], [Nicol et al., 1991b]), sprints répétés ([Morin et al., 2006]), tests sur tapis de course à vitesse constante ([Mizrahi et al., 2000], [Mizrahi et al., 2000]). Le protocole développé dans cette étude devait cependant répondre à des conditions spécifiques afin d'être le plus adapté à la fatigue rencontrée en course à pied. Si le choix de pratiquer le test sur tapis de course sur des gammes de vitesses constantes fut retenu afin de minimiser la variabilité des indicateurs étudiés, le protocole devait respecter les critères suivants. Premièrement, le test devait développer une fatigue réaliste de celle développée durant une activité de course de fond, la vitesse de course ne pouvait donc pas être trop rapide afin d'éviter des effets de fatigue brutaux. De plus la durée de test ne devait pas être trop longue, le protocole se déroulant sur tapis, l'effet de la motivation du coureur ne devait pas influencer sur la mesure de fatigue. Enfin, la durée du protocole ne devait pas être trop courte, afin d'être représentative de l'activité de course à pied, mais surtout dans le but d'observer une apparition douce de la fatigue chez le coureur. Afin de définir le protocole, une étude préliminaire permettant de tester quatre protocoles expérimentaux fut réalisée.

Essais préliminaires, aide à la décision

Les quatre protocoles furent réalisés sur tapis de course (NordicTrack C300) par un sujet représentatif du panel de coureurs visé pour la suite (homme, 26ans, 1.82m, 66kg). Pour ces protocoles, le sujet fut équipé de ses chaussures de course. Le suivi de l'état du coureur fut réalisé par des mesures de fréquence cardiaque et de l'échelle de Borg ([Borg, 1982]) par intervalle tout au long des tests. Les protocoles (particulièrement les vitesses) furent définis selon le profil du coureur en fonction de ses derniers records en compétition. Les quatre protocoles furent réalisés durant un mois, un par semaine, à la même période de la semaine, où le sujet ne participait à aucune compétition et ne pratiquait qu'une séance d'entraînement classique par semaine en plus du protocole de fatigue. Avant chaque protocole, il était demandé au sujet de s'échauffer en pratiquant 5 minutes de course à 12km/h. Durant chaque protocole, aucun ravitaillement ne fut autorisé afin de ne pas observer de phénomènes inverses à la fatigue.

Le premier protocole (P1) consistait en une course à vitesse constante de 13km/h jusqu'à exhaustion, la vitesse fut déterminée sur le record d'un 10km en compétition. Le second protocole (P2) consistait en une course à vitesse constante de 11km/h jusqu'à exhaustion la vitesse fut déterminée sur le record d'un semi-marathon en compétition. Le troisième protocole (P3) consistait en une série de 10 minutes de course à 11km/h suivie par 20 squats à rythme constant jusqu'à exhaustion. Le dernier protocole (P4) consistait en une série de 10 minutes de course à 11km/h suivi d'une série de 10 minutes à 13km/h. Le but des deux derniers protocoles était de viser une durée intermédiaire aux deux premiers protocoles. L'exhaustion fut jugée par le sujet et suivie au moyen de l'échelle de Borg et de la fréquence cardiaque. Les différents protocoles ainsi que leurs avantages et inconvénients supposés sont présentés dans la Figure 5.2.

Durant cette pré-étude, différents indicateurs validés dans le chapitre 4 ont été étudiés en début et en fin de protocole afin de vérifier les effets de la fatigue. Le but n'était pas d'observer les effets de la fatigue sur les indicateurs, mais simplement si un protocole montrait une influence plutôt qu'un autre. Les résultats ont montré que les protocoles présentaient des différences significatives entre le début et la fin du test pour les indicateurs, le choix du protocole fut donc essentiellement porté par le ressenti du coureur. Le protocole choisi fut donc le protocole (P1) (à adapter aux sujets), les autres protocoles ne respectant pas les critères et étant considérés comme : trop long (P2 et P4), difficile sans ravitaillement en eau (P2 et P3), ennuyeux (P2), trop intense (P3).

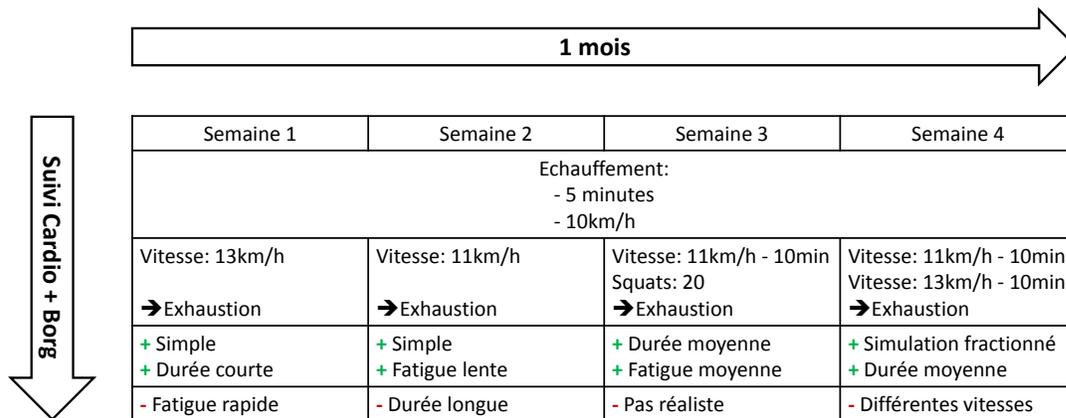


FIGURE 5.2 – Protocoles préliminaires de test ainsi que les avantages et inconvénients supposés.

Protocole de fatigue

Le protocole de fatigue fut donc inspiré du protocole (P1) et adapté à la totalité du panel de coureurs, recruté pour ce test. Avant de démarrer l'étude il fut demandé aux sujets de s'échauffer en pratiquant 10 minutes de course à 10km/h . Les sujets furent informés que durant le test (hors échauffement) aucun ravitaillement ne serait possible. Le test fut présenté comme une course à vitesse constante de 13.5km/h jusqu'à exhaustion. L'exhaustion fut jugée par les sujets comme l'instant où ils n'arrivaient plus à suivre le rythme imposé, et suivi au moyen de l'échelle de Borg et de la fréquence cardiaque relevées par intervalle de 5 minutes. Les volontaires étaient informés qu'il leur était possible d'arrêter l'essai à n'importe quel instant s'ils en ressentaient le besoin. Les réponses des 10 sujets sur l'échelle de Borg au cours de la durée de l'essai sont présentés dans la Table 5.1. A la vue des réponses fournies par le Sujet 5, il fut décidé de le stopper au bout d'une heure pour éviter un phénomène d'ennui avant d'observer de la fatigue.

TABLE 5.1 – Réponses des 10 sujets à l'échelle de Borg au cours de la durée d'essai.

Durée (<i>min</i>)	Sujet 1	Sujet 2	Sujet 3	Sujet 4	Sujet 5	Sujet 6	Sujet 7	Sujet 8	Sujet 9	Sujet 10
0	9	12	11	13	11	9	10	11	9	11
5	11	13	13	15	11	12	12	13	11	14
10	12	13	13	16,5	11	12	14	13	12	16
15	12	14	15	18,5	11	13	15	15	13	19
20	13	15	16	18,5	11	14	17	15	15	–
25	13	15	19	19,5	11	15	17	15	18	–
30	14,5	16	20	–	11	17	19	17	19	–
35	15	16	–	–	12	19	–	17	–	–
40	16	17	–	–	13	20	–	17	–	–
45	19	17	–	–	13	–	–	18	–	–
50	–	18	–	–	13	–	–	18	–	–
55	–	18	–	–	14	–	–	–	–	–
60	–	19	–	–	14	–	–	–	–	–

5.1.3 Indicateurs et traitement de données

Pour cette étude, seuls les indicateurs validés au cours du chapitre 4 furent utilisés. Les indicateurs furent déterminés de la même manière et calculés uniquement pour les axes considérés comme valides et répétables. L'indicateur t_{3g} ne fut adapté uniquement que pour la mesure d'accélération totale pour la centrale située sur le pied. L'indicateur associé à la fréquence de foulée fmf ne fut pas intégré en raison de sa relation avec la durée moyenne de foulée tmf . La liste des indicateurs valides ainsi que leurs axes de mesure est présentée dans la Table 5.2. Au total 31 variables furent étudiées suivant la fatigue des coureurs.

TABLE 5.2 – Indicateurs utilisés pour l'étude de la fatigue. "o" représente les indicateurs valides et répétables pour des conditions constantes de course à pied, "-" représente un axe non mesuré.

Indicateur	Notation	Pied				Tibia				Lombaire			
		X	Y	Z	T	X	Y	Z	T	X	Y	Z	T
Valeur efficace	RMS	o	-	o	o	o	o	o	o	o	o	o	o
Temps passé au-delà de $3g$	t_{3g}	-	-	-	o	-	-	-	-	-	-	-	-
Valeur totale de vibration	a_v	-	-	-	o	-	-	-	-	-	-	-	-
Énergie totale	ET	-	-	o	o	o	-	o	o	o	-	o	o
Temps de foulée	tmf	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-
Nombre de foulées	nf	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-
Temps d'appui mécanique	t_{am}	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-
Temps de suspension mécanique	t_{sm}	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-
Temps d'appui physiologique	t_{ap}	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-
Temps de suspension physiologique	t_{sp}	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-
Raideur verticale mécanique	K_m^{vert}	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-
Raideur verticale physiologique	K_p^{vert}	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-
Raideur jambe mécanique	K_m^{jamb}	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-
Raideur jambe physiologique	K_p^{jamb}	-	-	-	-	-	-	-	-	o	-	-	-

Pour ce protocole les données furent traitées de la manière suivante. Premièrement afin d'observer le côté évolutif de la fatigue sur les signaux accélérométriques, les signaux complets de course furent découpés en N signaux S_n (n allant de 1 à N) d'une minute avec un taux de recouvrement de 50% (Figure 5.3).

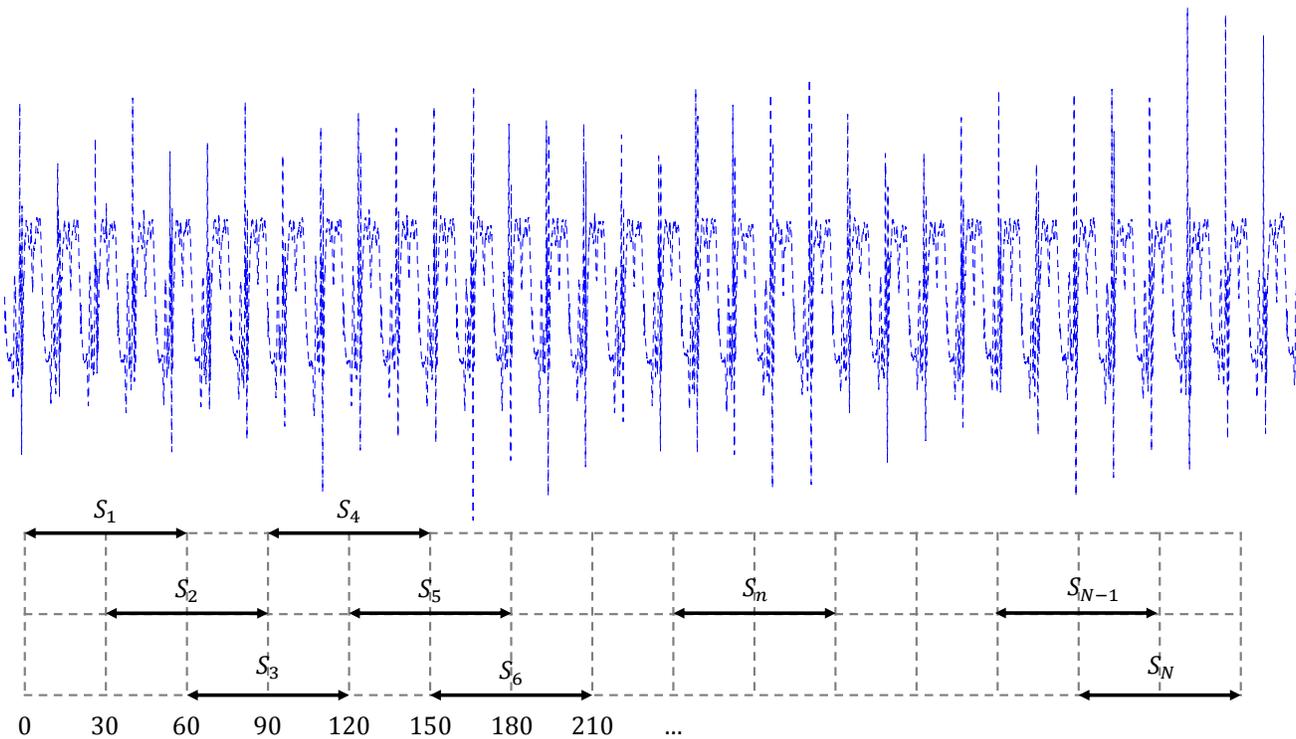


FIGURE 5.3 – Découpe d'un signal accélérométrique complet en N signaux d'une minute S_n avec un taux de recouvrement de 50%. L'échelle temporelle n'est pas respectée sur cette image.

Puis pour chaque signal S_n , chaque indicateur I_i , calculé pour un point de mesure en un seul axe et déterminé pour le sujet i fut représenté comme un vecteur (Équation 5.1), ou $I_i^{S_n}$ représente la valeur (scalaire) d'un indicateur pour le sujet i pour le signal S_n .

$$I_i = [I_i^{S_1}, \dots, I_i^{S_n}, \dots, I_i^{S_N}] \quad (5.1)$$

L'échelle de Borg, caractéristique de l'effort et de la fatigue des sujets étant considérée comme linéaire avec la durée de l'exercice ([Noakes, 2004], [Friesenbichler et al., 2011]), la fatigue des sujets fut représentée comme un pourcentage de la durée maximale de l'exercice. A chaque vecteur I_i un vecteur fatigue $T_{i\%}$ fut associé (Équation 5.2), ou $T_{i\%}^{S_n}$ représente le pourcentage de fatigue pour le sujet i pour le signal S_n . $T_{i\%}^{S_1} = 0$ représente le début de l'essai sans fatigue et $T_{i\%}^{S_N} = 100$ représente la fin de l'essai à exhaustion.

$$T_{i\%} = [T_{i\%}^{S_1}, \dots, T_{i\%}^{S_n}, \dots, T_{i\%}^{S_N}] \quad (5.2)$$

Afin d'étudier l'évolution de la fatigue de la même manière pour chaque sujet et chaque indicateur, les vecteurs I_i furent centrés et réduits (créant ainsi un vecteur I_i^{CR}) suivant l'équation 5.3 ou μ_{I_i} et σ_{I_i} représentent respectivement la moyenne et l'écart-type de I_i .

$$I_i^{CR} = \frac{I_i - \mu_{I_i}}{\sigma_{I_i}} \quad (5.3)$$

Enfin pour étudier le comportement général de la fatigue pour les 10 sujets les vecteurs I_i^{CR} furent regroupés en un seul vecteur représentant une variable complète I^{CR} (Équation 5.4). Ce vecteur I^{CR} fut associé à un vecteur représentant la fatigue complète $T_{\%}$ créé par le regroupement des vecteurs $T_{i\%}$ (Équation 5.5).

$$I^{CR} = [I_1^{CR}, \dots, I_i^{CR}, \dots, I_{10}^{CR}] \quad (5.4)$$

$$T_{\%} = [T_{1\%}, \dots, T_{i\%}, \dots, T_{10\%}] \quad (5.5)$$

Les 31 variables I^{CR} furent donc comparées à la variable $T_{\%}$ représentant un nuage de points (Figure 5.4).

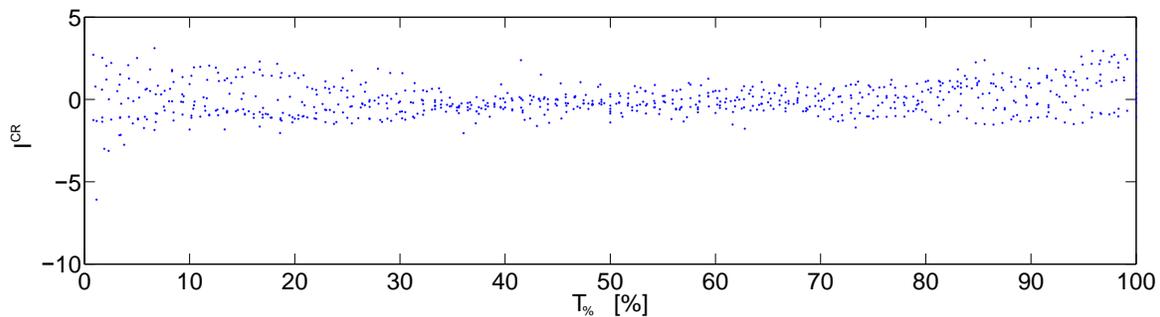


FIGURE 5.4 – Nuage de points des 10 sujets représentant un indicateur centré-déduit I^{CR} en fonction de la durée avant exhaustion $T_{\%}$ exprimée en pourcentage.

Pour les 31 variables un test de Bravais-Pearson (Définition en Annexe A) fut effectué afin d'observer si une tendance linéaire existait avec le vecteur fatigue en déterminant ainsi un coefficient de corrélation r_{lin}^2 . Deux autres coefficients de corrélation furent aussi déterminés afin d'observer les tendances quadratiques r_{qua}^2 et cubiques r_{cub}^2 .

5.1.4 Tendances et résultats

Les résultats présentant les tendances des différentes variables sont présentés dans la Table 5.3. Contrairement à l'étude visant à étudier l'influence de la vitesse sur les différents indicateurs, l'influence de la fatigue ne montre pas de tendance forte. Pour tous les indicateurs, les coefficients cubiques r_{cub}^2 sont les plus importants mais ne représentent finalement que des valeurs de corrélation s'adaptant à des nuages de points dispersés. L'indicateur présentant les meilleures corrélations est la durée moyenne de foulée tmf avec $r_{lin}^2 = 0,296$, $r_{qua}^2 = 0,299$ et $r_{cub}^2 = 0,312$. Ces corrélations très faibles peuvent être dues au fait que selon l'indicateur, les sujets réagissent différemment à la fatigue, certains font varier le rythme de course, d'autres modifient la cinématique de leur corps pour adapter leur exposition aux sollicitations mécaniques. Ces premiers résultats permettent donc de conclure que l'étude de l'influence de la fatigue sur les indicateurs ne peut être faite en observant individuellement chaque indicateur. Il est donc nécessaire d'exprimer la fatigue globale du coureur selon un groupe d'indicateurs présentant des informations significatives.

5.2 Développement d'un modèle de fatigue

Les résultats précédents ont donc montré le fait qu'observer individuellement chaque indicateur ne présentait pas d'informations conséquentes. Cette première conclusion a donc orienté les travaux vers une étude de l'expression de la fatigue moyenne en fonction de la globalité des indicateurs. Pour cela, la conception d'un modèle exprimant la fatigue (représentée comme le pourcentage de la durée maximale de l'exercice) par une régression linéaire multiple pas à pas fut choisie.

5.2.1 Régression linéaire multiple pas à pas

Principes

Une régression linéaire multiple consiste à exprimer une variable quantitative à expliquer Y dite exogène au moyen de variables quantitatives explicatives X^1, X^2, \dots, X^N dites endogènes et de $N + 1$ coefficients constants (β^i) suivant l'équation 5.6. La significativité globale du modèle est étudiée au moyen d'un test de Fischer (Définition en Annexe A) dont l'hypothèse nulle peut se traduire par "la variable Y est linéairement indépendante des variables X ". Cependant, ce type de modélisation incluant toutes les variables explicatives en une seule étape ne permet pas de connaître la significativité de chaque variable endogène. En effet, l'hypothèse nulle du test de Fisher sera rejetée dès lors où Y présentera une dépendance à au moins une seule variable explicative (selon le critère de probabilité sur la valeur p

TABLE 5.3 – Corrélation linéaire r_{lin}^2 , quadratique r_{qua}^2 et cubique r_{cub}^2 entre les différents indicateurs et le vecteur fatigue.

Indicateur	Point	Axe	r_{lin}^2	r_{qua}^2	r_{cub}^2
<i>RMS</i>	Lo	X	0,021	0,079	0,079
<i>RMS</i>	Lo	Y	0,074	0,075	0,094
<i>RMS</i>	Lo	Z	0,188	0,194	0,223
<i>RMS</i>	Lo	T	0,042	0,080	0,088
<i>RMS</i>	Ti	X	0,098	0,115	0,189
<i>RMS</i>	Ti	Y	0,219	0,223	0,269
<i>RMS</i>	Ti	Z	0,000	0,005	0,009
<i>RMS</i>	Ti	T	0,175	0,198	0,270
<i>RMS</i>	Pi	X	0,002	0,003	0,011
<i>RMS</i>	Pi	Z	0,199	0,260	0,276
<i>RMS</i>	Pi	T	0,032	0,038	0,045
<i>av</i>	Pi	T	0,152	0,157	0,157
<i>ET</i>	Lo	X	0,016	0,070	0,071
<i>ET</i>	Lo	Z	0,199	0,203	0,219
<i>ET</i>	Lo	T	0,059	0,070	0,084
<i>ET</i>	Ti	X	0,014	0,021	0,073
<i>ET</i>	Ti	Z	0,001	0,016	0,027
<i>ET</i>	Ti	T	0,102	0,120	0,183
<i>ET</i>	Pi	Z	0,183	0,258	0,273
<i>ET</i>	Pi	T	0,020	0,028	0,032
<i>t_{3g}</i>	Pi	T	0,052	0,052	0,055
<i>tm.f</i>	Lo	X	0,296	0,299	0,312
<i>nf</i>	Lo	X	0,293	0,295	0,308
<i>t_{am}</i>	Lo	X	0,126	0,138	0,139
<i>t_{sm}</i>	Lo	X	0,250	0,296	0,308
<i>t_{ap}</i>	Lo	X	0,141	0,146	0,146
<i>t_{sp}</i>	Lo	X	0,108	0,114	0,123
<i>K_m^{vert}</i>	Lo	X	0,203	0,203	0,209
<i>K_p^{vert}</i>	Lo	X	0,185	0,190	0,193
<i>K_m^{jamb}</i>	Lo	X	0,112	0,133	0,135
<i>K_p^{jamb}</i>	Lo	X	0,125	0,131	0,131

préalablement sélectionnée). Pour éviter ce type de dépendance, il est plus commun d'utiliser une régression linéaire multiple pas à pas. Trois types d'algorithmes classiques existent permettant de sélectionner (forward regression), d'éliminer (backward regression) ou d'éliminer après sélection (stepwise regression) des variables explicatives par étapes jusqu'à ce qu'il n'y ait plus de raisons justifiables pour continuer. Dans ces travaux la régression linéaire multiple pas à pas mixte (stepwise regression) sera utilisée afin d'éviter la sélection de variable interdépendantes. Pour cette régression, la sélection ou l'élimination des variables explicatives se fait par l'étude, à chaque étape, de la dépendance (ou la linéarité) entre la variable Y et chacune des variables explicatives par un test de Fischer. Cette étude permet d'observer si l'ajout d'une variable dans le modèle ne provoque pas le retrait d'une autre dont la variable exogène ne serait plus dépendante.

$$Y = \beta^0 + \beta^1.X^1 + \beta^2.X^2 + \dots + \beta^N.X^N \quad (5.6)$$

La régression pas à pas suit les étapes suivantes. Tout d'abord, elle teste la régression linéaire simple de Y avec chaque X^n individuellement. La variable ajoutée au modèle sera celle présentant la valeur de p la plus faible si toutefois elle est inférieure au critère sélectionné (en générale $p < 0.05$). Puis dans une seconde étape, la régression multiple à deux variables est testée entre Y et chaque couple composé par la variable sélectionnée à l'étape précédente et les autres variables explicatives. La variable sélectionnée sera de même celle présentant une valeur de p la plus faible et respectant le critère de sélection. Si aucune d'entre elles ne répond au critère, la régression s'arrête et le modèle ne s'exprime qu'en fonction des variables sélectionnées jusque-là. Par ailleurs, à chaque étape lorsqu'une nouvelle variable est sélectionnée, les variables déjà dans le modèle sont à nouveau testées afin de vérifier que l'ajout de la nouvelle variable ne provoque pas une indépendance à une variable déjà sélectionnée. Les variables sont supprimées si elles présentent une valeur de p supérieure à un critère sélectionné (en général $p > 0.10$). Une représentation schématique de l'algorithme est présentée sur la Figure 5.5. Afin de faciliter la compréhension de l'algorithme, X^n représente les N variables explicatives étudiées pour la modélisation et Z^m représente uniquement les M variables explicatives de X^n sélectionnées dans le modèle.

Traitement des données et analyse des résultats

Afin d'analyser la fiabilité du modèle \hat{Y} , il est nécessaire de pouvoir quantifier l'erreur ε faite en chaque mesure par rapport à la donnée à expliquer Y suivant l'équation 5.7. La régression fut considérée comme ajustée si les termes d'erreur, aussi appelés résidus étaient indépendants et identiquement distribués. Ces critères se vérifient par l'observation de gra-

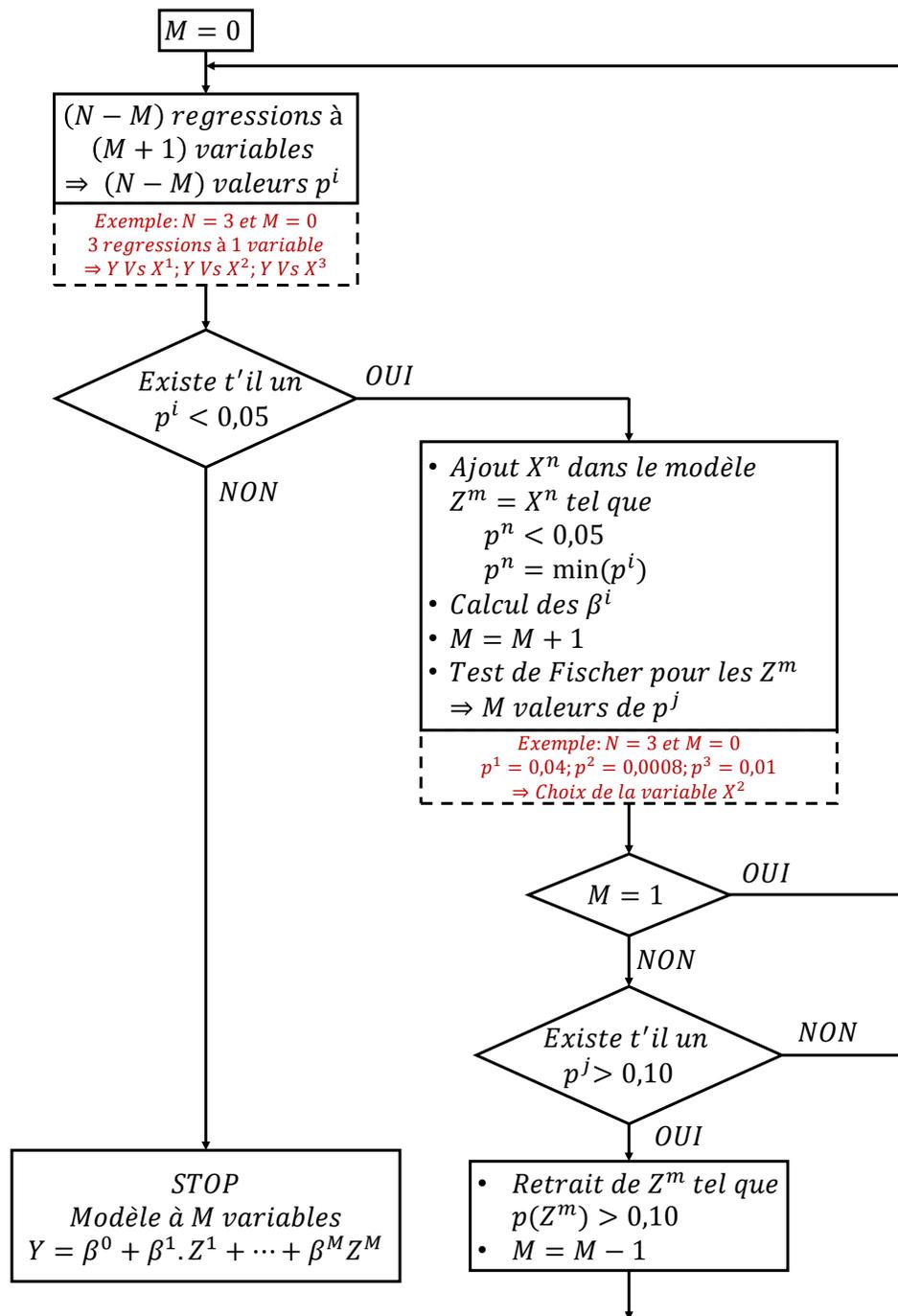


FIGURE 5.5 – Algorithme de la régression linéaire multiple pas à pas (stepwise regression) où Y est la variable exogène à modéliser, $[X^n]$ est une matrice regroupant les N variables explicatives $[X^1, X^2, \dots, X^n, \dots, X^N]$, $[Z^m]$ est une matrice regroupant les M variables explicatives sélectionnées pour le modèle $[Z^1, Z^2, \dots, Z^m, \dots, Z^M]$ et β représente les coefficients associés aux $[Z^m]$.

phiques des résidus, mais aussi par la vérification de la normalité de la variable des résidus suivant $\mathcal{N}(0, \sigma^2)$, où σ représente l'écart type du résidu. La distribution normale des résidus fut vérifiée au moyen d'un test de Shapiro-Wilk (Définition en Annexe A). La normalité fut rejetée si p_{SW} présentait une valeur inférieure à 0.05.

$$\varepsilon = Y - \hat{Y} \quad (5.7)$$

Afin d'étudier la significativité globale de la régression, un test de Fischer fut réalisé indiquant une valeur p_F . La régression fut considérée comme significative si la valeur p_F était inférieure à 0.05. Afin d'évaluer la corrélation linéaire entre le modèle et la variable exogène, un test de Bravais-Pearson fut effectué, indiquant un coefficient de corrélation r^2 . L'erreur moyenne du modèle fut représentée au moyen de l'erreur quadratique moyenne (en anglais : Root Mean Square Error $RMSE$) suivant l'équation 5.8, où L représente la taille de l'échantillon.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L (Y_i - \hat{Y}_i)^2} \quad (5.8)$$

5.2.2 Résultats et discussions du modèle de fatigue

En considérant les 31 variables explicatives endogènes, le modèle créé par la régression linéaire multiple pas à pas considère 20 variables présentées avec leurs coefficients dans la Table 5.4. Ces variables sont présentées selon leur ordre d'apparition suivant les itérations de la régression. Selon ces résultats, la durée de l'exercice modélisée $\hat{T}_{\%}$ se décrit selon l'équation 5.9.

$$\hat{T}_{\%} = 307.42 \times tmf + 4.31 \times RMS_{P_{i-Z}} + \dots + 3.71 \times t_{am} + 2.97 \times t_{sm} + 50.66 \quad (5.9)$$

Les résultats de la linéarité montrent que le modèle présente un coefficient de corrélation final de $r^2 = 0.723$ et d'une erreur quadratique moyenne de $RMSE = 15.4\%$. A première vue, le modèle propose une corrélation moyenne et une erreur qui reste importante, cela peut s'expliquer de différentes manières : un manque de variables explicatives, un besoin de variables explicatives de types différents (par exemple rythme cardiaque) ou un mauvais choix du type de régression. Cependant, il serait prématuré de tirer des conclusions de ces deux valeurs. La convergence du modèle montre qu'il est nécessaire d'utiliser 20 variables pour obtenir une corrélation de 0.723. Néanmoins une observation montre que les 6 premières variables permettent à elles seules d'obtenir une corrélation de 0.649, les 14 suivantes ne

permettant que d'affiner le modèle ou de modéliser les incertitudes. Parmi ces 6 indicateurs se retrouvent le temps et le nombre moyen de foulée (tmf et nf) représentatifs du rythme de course qui est souvent affecté par la fatigue ([Mizrahi et al., 2000], [Morin et al., 2006], [Candau et al., 1998], [Dutto and Smith, 2002]). D'autres indicateurs importants intégrés au modèle sont caractéristiques de la dose de sollicitation mécanique absorbée par le corps (RMS au niveau du pied sur l'axe antéro-postérieur et t_{3g} la durée passée au-delà de $3g$). Ces deux indicateurs peuvent permettre de supposer que la quantité de sollicitations mécaniques (présente comme des chocs, accélérations et forces) influence la fatigue à long terme durant un exercice de course à pied. Les deux derniers indicateurs très influents dans le modèle peuvent être associés à la technique de course. Le premier est l'énergie totale, ET , mesurée aux lombaires sur l'axe antéro-postérieur et peut se traduire sous une forme d'énergie mécanique dépensée pour faire avancer le centre de gravité du corps. Le second est la durée de suspension t_{sp} (déduit par les évènements physiologiques) qui résulte des différents ajustements du corps afin de rendre la foulée plus aérienne ou non. Le modèle se base donc principalement sur 6 variables qui représentent beaucoup d'informations pour un coureur, en termes de rythme, de sollicitations absorbées, d'énergie nécessaire au mouvement et de technique et d'optimisation de la course.

Les résultats du test de Fischer confirment que la régression peut être considérée comme significative avec une valeur de $p_F = 3.96E - 189$. Comme la régression pas à pas a abouti, il est donc possible de conclure que la fatigue est dépendante de chaque variable intégrée. L'étude des résidus vérifie une distribution normale par le test de Shapiro-Wilk avec une valeur de $p_{SW} = 0.277$ ce qui valide les hypothèses de la régression. Les graphiques des résidus sont présentés sur la Figure 5.6. Le résidu vérifiant une distribution normale, il fut représenté comme une variable centrée-réduite de moyenne 0 et d'écart-type 1 ($\mathcal{N}(0, 1)$). Si le modèle répond statistiquement aux critères de validation les graphes des résidus présentent une répartition autour de la moyenne différente en début et en fin de test. Ce phénomène s'observe très bien sur les graphes des résidus moyennés par bande, Figure 5.7, on y observe aussi que le modèle propose quelques points irrationnels en dehors de la gamme d'étude $[0 - 100]\%$ avec des résidus souvent supérieurs à deux fois la valeur de l'écart-type. Bien que le résidu respecte une répartition normale, la distribution inégale autour de la moyenne montre une tendance symétrique autour de 50%. Ce phénomène pourrait être supprimé de plusieurs manières. D'un côté, en choisissant une régression multiple de type polynomiale. En effet, la répartition des résidus montre une tendance à sous-estimer la fatigue réelle en début d'essai et à la surestimer en fin d'essai. Cette tendance pourrait se corriger au moyen d'une régression quadratique ou cubique, ce qui correspondrait aussi aux corrélations présentées précédemment dans la Table 5.3. D'un autre côté, ce phénomène pourrait être supprimé en

TABLE 5.4 – Liste des variables incluses dans le modèle d’expression de la fatigue selon leur ordre d’apparition suivant les itérations de la régression. La formule exprimant le pourcentage de fatigue se représente comme la somme des différentes variables présentées multipliées par leurs coefficients respectifs. La valeur Cst représente une constante à ajouter à la formule.

Itération	Indicateur	Point	Axe	Ajout/ Retrait	r^2	Coefficient final
1	tmf	Lo	X	+	0,296	307,42
2	RMS	Pi	Z	+	0,436	4,31
3	nf	Lo	X	+	0,520	287,49
4	ET	Lo	Z	+	0,553	8,24
5	t_{sp}	Lo	X	+	0,603	-9,98
6	t_{3g}	Pi	T	+	0,649	-5,72
7	RMS	Ti	T	+	0,665	6,98
8	av	Pi	T	+	0,676	-5,04
9	K_m^{vert}	Lo	X	+	0,681	8,33
10	ET	Ti	X	+	0,686	-7,31
11	ET	Pi	Z	+	0,690	5,92
12	RMS	Ti	X	+	0,695	5,11
13	RMS	Pi	T	+	0,698	-2,62
14	RMS	Pi	X	+	0,701	3,08
15	K_p^{jamb}	Lo	X	+	0,704	-19,59
16	K_p^{vert}	Lo	X	+	0,715	19,98
17	RMS	Lo	Y	+	0,717	3,24
18	ET	Lo	T	+	0,720	-2,00
19	t_{am}	Lo	X	+	0,721	3,71
20	t_{sm}	Lo	X	+	0,723	2,97
	Cst					50,66

affinant le modèle, en y ajoutant d'autres variables explicatives pouvant être issues d'autres types de mesures influencées par la fatigue (mesure physiologiques, mesures cognitives...). L'ajout de nouveaux indicateurs pourrait donc améliorer la corrélation linéaire du modèle avec la fatigue et supprimer la répartition inégale autour de la moyenne. Cependant, le modèle peut être dès à présent optimisé en supprimant certains points considérés comme aberrants en suivant une loi d'exclusion spécifique.

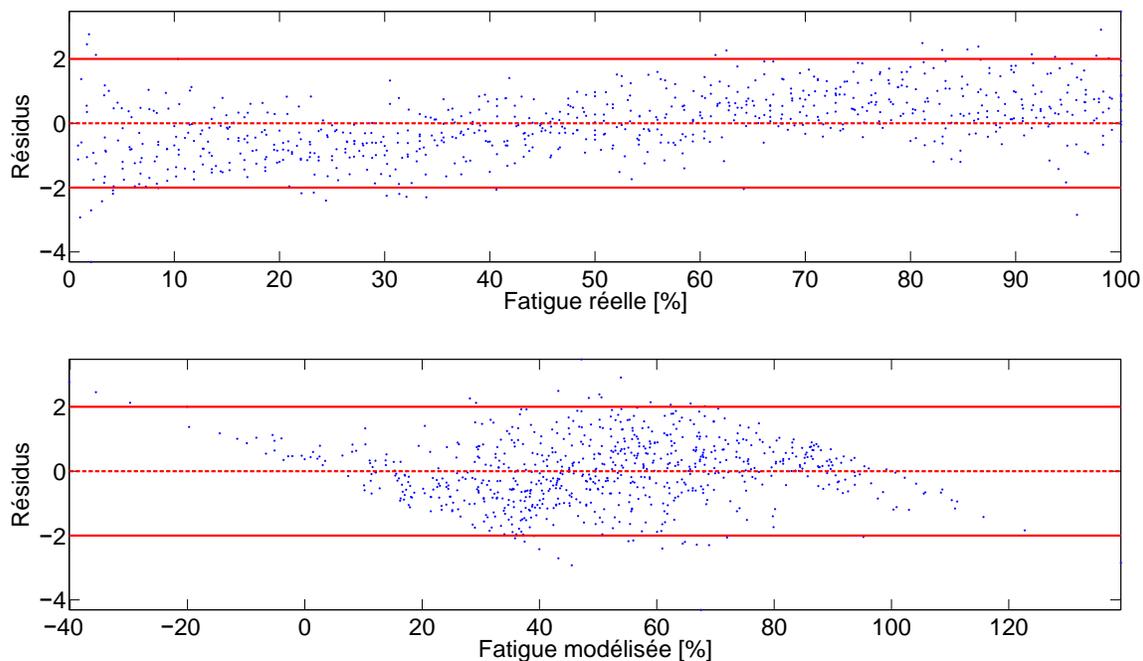


FIGURE 5.6 – Graphes des résidus centrés-réduits. Répartition en fonction de la variable exogène Y représentant la fatigue réelle en % (en haut). Répartition en fonction de la fatigue modélisée \hat{Y} en % (en bas). Les valeurs du résidu sont représentées centrées-réduites ($\mathcal{N}(0, 1)$). Les lignes pointillées représentent la moyenne et les lignes continues un critère de 95% d'agrément soit deux fois la valeur de l'écart-type.

5.2.3 Optimisation

Les résidus ayant montré une distribution normale, il est donc considéré que 95% des valeurs (distribuées dans l'intervalle entre plus ou moins deux fois l'écart-type) sont représentatives de la variable fatigue, les 5% restant étant considérés comme aberrants. L'exclusion de ces points va donc permettre de supprimer les valeurs extrêmes et donc d'améliorer la corrélation du modèle. Pour ce faire, une nouvelle régression linéaire multiple pas à pas fut lancée

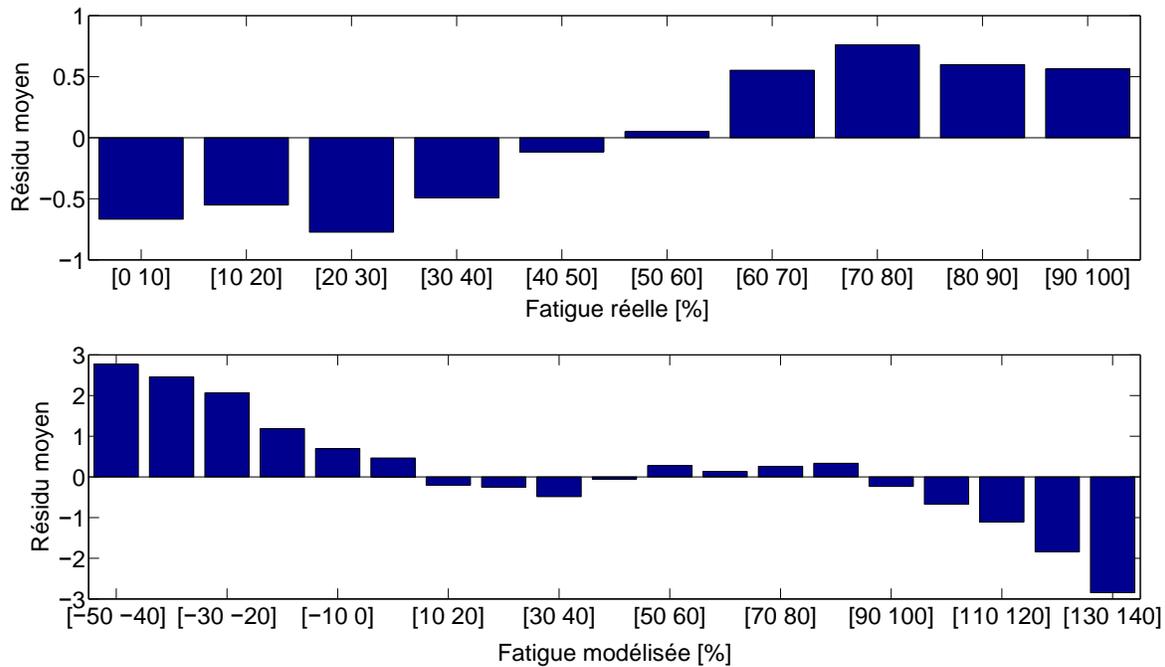


FIGURE 5.7 – Graphes des résidus centrés-réduits moyens. Répartition en fonction de la variable exogène Y représentant la fatigue réelle en % (en haut). Répartition en fonction de la fatigue modélisée \hat{Y} en % (en bas).

en supprimant les points en dehors de l'intervalle entre plus ou moins deux fois l'écart-type (Figure 5.6)

Les résultats de cette modélisation optimisée sont présentés dans la Table 5.5. Le nouveau modèle créé par la régression linéaire multiple pas à pas comporte cette fois-ci 21 variables explicatives. Selon ces résultats la durée de l'exercice modélisée $\hat{T}_\%$ se décrit selon l'équation 5.10.

$$\hat{T}_\% = 368.53 \times tmf + 7.22 \times RMS_{P_{i-Z}} + \dots - 4.61 \times RMS_{T_{i-Y}} - 2.13 \times ET_{L_o-T} + 50.81 \quad (5.10)$$

Les résultats de la linéarité montrent que le modèle optimisé présente un coefficient de corrélation final de $r^2 = 0.792$ et d'une erreur quadratique moyenne de $RMSE = 13.1\%$. La suppression des points extrêmes a permis d'améliorer la cohérence du modèle et de diminuer l'erreur quadratique moyenne. Néanmoins, l'erreur reste importante. En effet, sur une période de course d'une heure, la prédiction présentera une erreur d'environ 8 minutes qui n'est pas négligeable dans le cas d'une compétition. Une amélioration semble nécessaire pour augmenter la corrélation du modèle avec la fatigue.

En observant la convergence du modèle optimisé, il est possible de voir que si 21 variables sont nécessaires pour atteindre la corrélation finale du modèle, les 9 premières variables permettent à elles seules d'obtenir une corrélation de 0.741. Parmi ces 9 indicateurs, ceux associés au rythme de foulée (tmf et nf) et à la dose de sollicitation perçue (RMS au niveau du pied sur l'axe antéro-postérieur et t_{3g}) apparaissent toujours dans les premières itérations. En revanche les deux indicateurs pouvant être associés à la technique de course (ET au niveau des lombaires sur l'axe antéro-postérieur et t_{sp}) apparaissent en dernier. Trois indicateurs se sont ajoutés aux indicateurs les plus significatifs. Deux peuvent être associés à nouveau aux sollicitations perçues (RMS au tibia et au pied mesuré pour l'accélération totale). Le dernier est la raideur de la jambe (K_p^{jamb} suivant les événements physiologiques) et, peut être représentatif de l'amortissement de la jambe au cours de l'exercice. Cependant, ce dernier indicateur peut aussi s'apparenter à la technique utilisée par les coureurs pour amortir et diminuer les sollicitations mécaniques dans les membres inférieurs avec l'apparition de la fatigue.

L'optimisation du modèle a donc permis d'améliorer les résultats de certains indicateurs, les rendant plus significatifs de la fatigue. Cependant, il pourrait être intéressant d'étudier la variabilité avec la fatigue de ces indicateurs qui, *a priori*, influencerait les valeurs les plus extrêmes.

5.3 Critère de fatigue et optimisation générale

5.3.1 Définition d'un critère de fatigue

Dans le contexte actuel, le monde du sport et de la santé s'intéresse aux phénomènes de fatigue qui génèrent chez les athlètes l'apparition de blessures (Chapitre 2). Si la modélisation donne une idée de l'état de fatigue du coureur, l'objectif est d'éviter que les athlètes ne se soumettent à des états d'efforts trop intensifs engendrant des blessures. La définition d'un critère de prévention associé au modèle de fatigue est donc nécessaire. Le suivi de la fatigue lors de cette étude fut réalisé au moyen de l'échelle subjective de Borg ([Borg, 1982]). Cette échelle peut être divisée en trois parties. La première partie considère un exercice simple ([6 – 10]) pouvant représenter un échauffement, une récupération active ou un entraînement restreint à faible intensité. La seconde partie considère l'exercice comme moyen ([11 – 15]), pouvant représenter un entraînement utile ou une zone de performance. Et finalement, la troisième partie qui considère l'exercice comme difficile ([16 – 20]), pouvant représenter un effort intense provoquant une fatigue préjudiciable. Dans le contexte de prévention, l'objectif exprimé est donc d'éviter cette dernière partie dans laquelle l'effort peut entraîner des blessures.

TABLE 5.5 – Liste des variables incluses dans le modèle optimisé selon leur ordre d'apparition suivant les itérations de la régression. La formule exprimant le pourcentage de fatigue se représente comme la somme des différentes variables présentées multipliées par leurs coefficients respectifs. La valeur Cst représente une constante à ajouter à la formule.

Itération	Indicateur	Point	Axe	Ajout/ Retrait	r^2	Coefficient final
1	tmf	Lo	X	+	0,311	368,53
2	RMS	Pi	Z	+	0,471	7,22
3	nf	Lo	X	+	0,566	348,15
4	t_{3g}	Pi	T	+	0,607	-7,99
5	RMS	Ti	T	+	0,648	13,75
6	RMS	Pi	T	+	0,683	-5,05
7	K_p^{jamb}	Lo	X	+	0,704	-26,13
8	ET	Lo	Z	+	0,723	6,44
9	t_{sp}	Lo	X	+	0,741	-6,96
10	K_p^{vert}	Lo	X	+	0,755	27,19
11	RMS	Lo	Y	+	0,763	3,65
12	ET	Ti	X	+	0,770	-7,07
13	RMS	Pi	X	+	0,774	3,31
14	t_{sm}	Lo	X	+	0,777	3,89
15	K_m^{jamb}	Lo	X	+	0,780	-4,36
16	ET	Pi	Z	+	0,782	5,67
17	av	Pi	T	+	0,785	-3,03
18	RMS	Ti	X	+	0,787	2,90
19	K_m^{vert}	Lo	X	+	0,789	8,16
20	RMS	Ti	Y	+	0,791	-4,61
21	ET	Lo	T	+	0,792	-2,13
	Cst					50,81

Durant l'étude, l'échelle de Borg fut relevée pour chaque sujet toutes les 5 minutes. Cette échelle étant considérée comme linéaire avec la durée de l'exercice, la corrélation linéaire fut vérifiée au moyen d'un test de Bravais-Pearson dont l'hypothèse nulle (considérant une corrélation linéaire entre les deux variables) fut validée pour chaque sujet. Le test permit de déterminer une valeur de corrélation linéaire r_{Borg}^2 . La perception de la fatigue de chaque sujet fut alors représentée comme une fonction affine de l'échelle de Borg en fonction du pourcentage de la durée maximale de l'exercice ($r_{Borg}^2 = 0.94 \pm 0.05$, [moyenne \pm écart-type]). Les dix fonctions furent alors moyennées afin de représenter l'intensité moyenne de l'effort en fonction de la durée moyenne de l'exercice.

En étudiant la courbe obtenue (Figure 5.8), le critère de fatigue fut alors estimé à 65% de la durée maximale du test exprimée par le modèle de fatigue (critère représentant le passage de l'échelle à 16). Ce critère couplé au modèle de fatigue permet donc d'informer l'athlète que celui-ci entre dans une zone d'effort intense et qu'il se soumet à un facteur important dans l'apparition de blessures.

Cependant, on peut noter certains biais. Ce critère ainsi que le modèle ne prennent pas en compte le passif d'entraînement. Il serait donc intéressant d'observer le modèle et le critère sur des coureurs pratiquant une période d'entraînement non pas intense par l'effort mais par le nombre de sessions d'entraînements pratiquées. Par ailleurs, il est possible d'observer sur la courbe que la moyenne des sujets démarre l'exercice à une valeur de 11 considérée comme un exercice moyen ou un entraînement utile. Cette observation peut indiquer que l'échauffement proposé aux sujets était suffisant pour cette étude, ou que le démarrage de l'exercice était peut-être trop intensif. Il serait donc intéressant d'observer l'échelle de Borg avec une durée d'échauffement plus importante, ou un démarrage de l'étude moins intensif.

5.3.2 Modèles Lo-Ti-Pi

Afin d'étudier quel placement de capteur apportait le plus d'information sur la fatigue ressentie par les coureurs, trois modèles furent créés en ne considérant uniquement les informations mesurées respectivement au pied (Pi), au tibia (Ti) et aux lombaires (Lo). De manière à ne pas privilégier le capteur situé au niveau des lombaires, les indicateurs associés aux durées (de foulées, de suspensions, d'appui), aux raideurs (verticale et de la jambe) et au nombre de foulées, furent aussi utilisés pour les modèles pour le pied et le tibia. Ce choix fut basé sur la considération que les informations relatives à l'extraction de ces indicateurs pouvaient aussi se retrouver sur les signaux des capteurs situés au pied et au tibia. Au final chaque modèle fut déterminé au moyen du même nombre de variables (17), les résultats finaux sont présentés dans la Table 5.6.

Sur les lombaires, le modèle demande 11 variables pour atteindre un coefficient de corré-

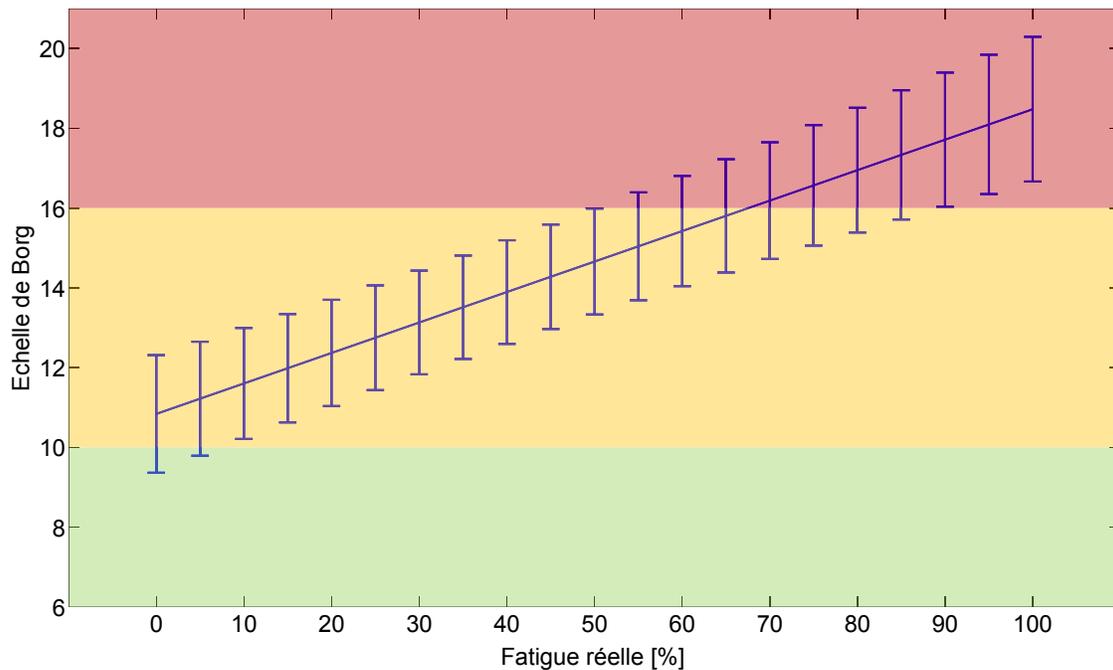


FIGURE 5.8 – Valeur de l'échelle de Borg moyennée pour les 10 sujets en fonction du pourcentage de la durée du test. Les barres verticales représentent l'écart-type pour les 10 sujets. La zone verte représente la zone de l'échelle de Borg considérant l'exercice simple ; la zone jaune, l'exercice moyen et la zone rouge, l'exercice difficile.

lation final de $r^2 = 0.586$ présentant une erreur quadratique moyenne de $RMSE = 18.71\%$ et un résidu ne suivant pas une distribution normale ($p_{SW} = 0.021$). Le modèle Lo est décrit par l'équation 5.11, les variables incluses dans les modèles sont présentées dans la table 5.7.

$$\hat{T}_{\%} = 113.07 \times tmf + 5.28 \times RMS_Z + \dots + 5.94 \times ET_Z + 91.04 \times nf + 50.66 \quad (5.11)$$

Sur le tibia, le modèle basé demande 11 variables (en 13 itérations) pour atteindre un coefficient de corrélation final de $r^2 = 0.558$ présentant une erreur quadratique moyenne de

TABLE 5.6 – Résultats finaux des trois modèles pour les informations mesurées respectivement aux lombaires (Lo), au tibia (Ti) et au pied (Pi).

Modèle	Variables	RMSE (%)	r^2	p_{SW}	Normalité
Lombaire	11	18,71	0,586	2,10E-02	Non
Tibia	11	19,34	0,558	2,76E-01	Oui
Pied	12	17,79	0,626	1,87E-04	Non

TABLE 5.7 – Liste des variables incluses dans le modèle pour les lombaires selon leur ordre d'intégration suivant les itérations de la régression.

Itération	Indicateur	Axe	Ajout/ Retrait	r^2	Coefficient final
1	tmf	X	+	0,296	113,07
2	RMS	Z	+	0,390	5,28
3	t_{sp}	X	+	0,486	-4,18
4	RMS	Y	+	0,508	6,85
5	K_p^{jamb}	X	+	0,525	-19,06
6	K_m^{jamb}	X	+	0,537	-12,12
7	K_m^{vert}	X	+	0,561	16,14
8	K_p^{vert}	X	+	0,570	15,50
9	t_{sm}	X	+	0,579	4,89
10	ET	Z	+	0,584	5,94
11	nf	X	+	0,586	91,04
	Cst				50,66

$RMSE = 19.34\%$ et un résidu suivant une distribution normale ($p_{SW} = 0.276$). Le modèle Ti est décrit par l'équation 5.12, les variables incluses dans les modèles sont présentées dans la table 5.8.

$$\hat{T}_{\%} = 295.56 \times tmf + 8.77 \times RMS_T + \dots + 5.73 \times RMS_X - 13.71 \times K_m^{jamb} + 50.66 \quad (5.12)$$

Finalement, sur le pied, le modèle demande 12 variables pour atteindre un coefficient de corrélation final de $r^2 = 0.626$ présentant une erreur quadratique moyenne de $RMSE = 17.79\%$ et un résidu ne suivant pas une distribution normale ($p_{SW} = 1.87E - 04$). Le modèle Pi est décrit par l'équation 5.13, les variables incluses dans les modèles sont présentées dans la table 5.9. La convergence des trois modèles est présentée Figure 5.9.

$$\hat{T}_{\%} = 373,03 \times tmf + 7,77 \times RMS_Z + \dots + 6,13 \times ET_Z - 4,47 \times t_{sp} + 50.66 \quad (5.13)$$

Les résultats montrent donc que le modèle développé pour le pied présente une convergence plus rapide et plus forte que celles pour les modèles des lombaires et du tibia. En comparant les premières variables apparaissant pour les trois modèles (celles qui améliorent le plus la corrélation) il est possible d'observer que le modèle des lombaires présente de l'information en terme de technique de course ou d'énergie nécessaire au déplacement (RMS antéro-postérieure), mais pas en terme de sollicitations perçues. A l'inverse, le modèle dé-

TABLE 5.8 – Liste des variables incluses dans le modèle pour le tibia selon leur ordre d'intégration suivant les itérations de la régression. Les axes non indiqués représentent les indicateurs déterminés aux lombaires. Les coefficients non indiqués représentent un indicateur supprimé par l'algorithme.

Itération	Indicateur	Axe	Ajout/ Retrait	r^2	Coefficient final
1	tmf		+	0,296	295,56
2	RMS	T	+	0,375	8,77
3	nf		+	0,429	268,70
4	K_p^{jamb}		+	0,466	-18,73
5	K_m^{vert}		+	0,487	26,04
6	t_{am}		+	0,533	–
7	t_{sm}		+	0,540	7,01
8	K_p^{vert}		+	0,544	15,82
9	ET	X	+	0,548	-7,12
10	ET	Z	+	0,553	3,32
11	RMS	X	+	0,557	5,73
12	K_m^{jamb}		+	0,559	-13,71
13	t_{am}		-	0,558	–
	Cst				50,66

TABLE 5.9 – Liste des variables incluses dans le modèle pour le pied selon leur ordre d'intégration suivant les itérations de la régression. Les axes non indiqués représentent les indicateurs déterminés aux lombaires.

Itération	Indicateur	Axe	Ajout/ Retrait	r^2	Coefficient final
1	tmf		+	0,296	373,03
2	RMS	Z	+	0,436	7,77
3	nf		+	0,520	354,62
4	K_p^{jamb}		+	0,547	-21,55
5	t_{3g}	T	+	0,566	-4,50
6	t_{sm}		+	0,579	8,74
7	K_p^{vert}		+	0,592	23,13
8	K_m^{jamb}		+	0,600	-7,48
9	K_m^{vert}		+	0,610	10,71
10	av	T	+	0,617	-4,29
11	ET	Z	+	0,622	6,13
12	t_{sp}		+	0,626	-4,47
	Cst				50,66

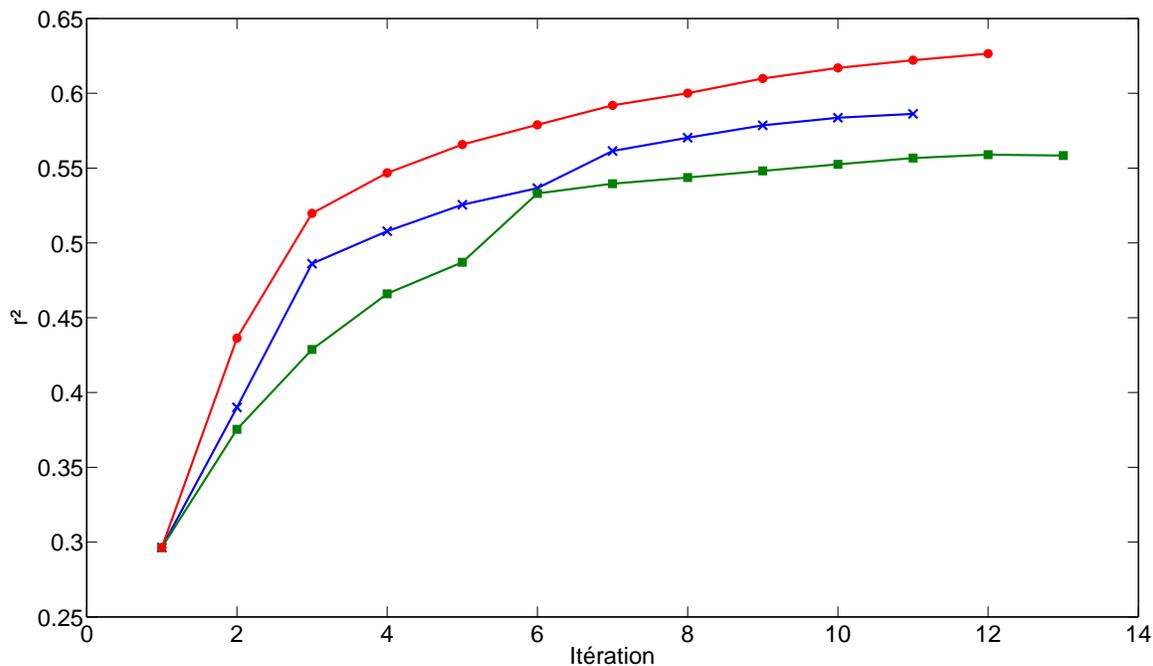


FIGURE 5.9 – Convergence linéaire des modèles en fonction du nombre d’itérations de la régression, pour les lombaires (croix bleue), le tibia (carré vert) et le pied (rond rouge).

veloppé pour le pied présente plus d’information en terme de sollicitations perçues avec des indicateurs comme RMS et t_{3g} . Cependant, la meilleure convergence de ce modèle pourrait s’exprimer par le fait que RMS présente l’avantage de comporter une part du signal comprenant la cinématique du pied et donc l’énergie nécessaire à son déplacement. Ainsi, cette information est compensée dans le modèle pour les lombaires, mais avec un indicateur moins explicatif. Au final, le modèle développé pour le tibia ne présente peut-être que des indicateurs moyens. L’indicateur RMS mesuré à ce point ne présenterait qu’une partie de l’information des sollicitations perçues due à l’amortissement et l’absorption des segments inférieurs, mais aussi qu’une partie de l’information de la cinématique et de l’énergie nécessaire au mouvement due à son emplacement central dans la chaîne cinématique humaine. Cet indicateur est donc peut-être moins significatif de la fatigue.

Pour ces trois points de mesure, il est important de noter que si le pied présente de meilleurs résultats, les indicateurs apportant le plus d’informations au modèle sont ceux associés à la foulée et, déterminés dans notre cas uniquement au niveau des lombaires. Il serait donc nécessaire dans le cas du développement d’un capteur pour le pied de concevoir un algorithme permettant l’extraction des événements de course pour les signaux accélérométriques mesurés au pied. Par ailleurs, les résidus des modèles pour le pied et les lombaires

ne présentent pas une distribution normale, cela peut être dû au fait qu'un modèle linéaire ne s'adapte pas forcément bien aux données mesurées. Selon les observations faites pour les résidus du modèle général, une régression polynomiale pourrait être plus adaptée.

5.3.3 Discussions générales

Les modèles et critères développés dans cette étude ont permis de montrer que l'utilisation d'une régression linéaire multiple pas à pas pouvait être adaptée pour étudier et prédire la fatigue d'un coureur. Cependant, plusieurs remarques restent à faire. Premièrement, les indicateurs étudiés sont spécifiques à la mesure d'accélération. L'ajout d'autres capteurs (gyroscope, électromyogramme...) et donc d'autres types de mesures pourrait apporter de l'information significative et améliorer la prédiction de la fatigue. Deuxièmement, l'étude des indicateurs et des résidus a montré une tendance quadratique ou cubique des variables en fonction de la fatigue. Cette observation implique soit d'ajouter d'autres variables (rejoignant le premier point), soit de choisir une régression plus adaptée afin d'améliorer les modèles de prédiction. Cependant, l'ajout de nouveaux indicateurs pourrait aussi jouer sur les performances de l'utilisation du modèle et rendrait, par exemple, une prédiction de la fatigue en temps réel difficile due à un excès de variables à déterminer. Finalement, les modèles développés se basent sur un panel de sujets pratiquant sur tapis de course. Cette activité n'étant pas représentative des phénomènes réels de course en extérieur, une part des résultats pourrait être influencée par des phénomènes tels que la motivation ou l'aisance à courir sur tapis. Par ailleurs, le panel de sujets étant spécifique, l'étude de fatigue ne peut être généralisée à des athlètes de haut niveau.

En perspective, les modèles proposés peuvent être améliorés en augmentant le nombre de sujets dans le panel afin de représenter les phénomènes de fatigue de manière plus générale. Les modèles pourraient aussi s'adapter à des panels spécifiques de coureurs (selon le niveau, l'âge, le sexe ou le type de course pratiqué) ou en exploitant les données d'une seule personne afin de déterminer la fatigue individuelle d'un sportif en s'adaptant intelligemment à l'évolution de ses performances.

5.4 Conclusion

Ce chapitre nous a permis de développer des modèles de prédiction de fatigue basés sur les accélérations ainsi que d'un critère de prévention des blessures pour le coureur soumis aux sollicitations accélérométriques (Corrélation à hauteur de 79.2%). Cette étude a permis de montrer que les indicateurs associés au rythme de course proposaient la part d'explication la

plus importante de la fatigue perçue par les coureurs (Environ 30% pour tmf). Cependant, ces indicateurs ne pouvaient être étudiés de manière individuelle sans être couplés à d'autres indicateurs relatifs aux doses de sollicitations mécaniques imposées.

Dans un premier temps, un modèle général basé sur trois accéléromètres placés sur le pied le tibia et les lombaires a été développé. Ce modèle a permis de montrer que seuls 6 indicateurs permettaient de représenter la part la plus explicative de la fatigue (65%). Ces 6 indicateurs ont apporté des informations diverses en termes de rythme, de sollicitations absorbées, d'énergie nécessaire au mouvement, de technique et d'optimisation de la course. Si le modèle n'a présenté qu'une corrélation moyenne ($r^2 = 0.723$), plusieurs axes d'optimisations ont pu être proposés dont une exclusion des points aberrants améliorant la corrélation du modèle à $r^2 = 0.792$. Par la suite, un critère de prévention des risques fut proposé en se basant sur une échelle subjective de perception de l'effort. Ce critère couplé au modèle de fatigue pourrait permettre d'informer les athlètes en cas de risque de blessure dû à un effort trop intense.

Dans un second temps, dans une idée d'optimisation du matériel de mesure, trois modèles ont été développés afin d'observer quel point de mesure apportait le plus d'information quant à la prédiction de la fatigue. Les résultats ont permis de voir qu'un capteur situé au niveau du pied permettait d'apporter beaucoup d'information (62.6%) dû à son placement proche de l'entrée des sollicitations mécaniques dans le corps humain, mais aussi dû à son positionnement en fin de chaîne cinématique du corps humain. Cependant, l'utilisation d'un modèle basé sur les informations perçues par le pied nécessite un meilleur choix de régression, et le développement d'une méthode précise pour déterminer les différents événements de course à pied.

La prédiction de la fatigue en course à pied associée à la prévention des risques est donc possible par l'approche accélérométrique. Cependant, les informations disponibles peuvent être complétées par d'autres mesures comme cela a pu être proposé par Noakes ([Noakes, 2000]), apportant des informations différentes afin d'améliorer la fiabilité des modèles proposés. Dans un contexte industriel, ces travaux pourraient mener au développement complet d'un système autonome de mesure d'accélération intégrant un modèle de fatigue et un critère de prévention en vue d'une commercialisation.

Conclusion générale et Perspectives

L'amélioration de la performance est un axe prioritaire pour les sportifs professionnels mais aussi amateurs. Le développement de nouvelles technologies a permis aujourd'hui d'analyser ses propres performances au moyen d'outils novateurs disponibles sur des appareils du quotidien comme les smartphones, montres ou autres produits commercialisés pour le grand public. Les sportifs sont aujourd'hui de plus en plus équipés afin de permettre un suivi intelligent de leurs entraînements et une analyse de plus en plus complète de leurs performances personnelles. Cependant, les blessures engendrées par la pratique d'activités sportives de plus en plus intenses deviennent un problème de société majeur. La répétition de chocs, les frottements et l'usure provoquée par le nombre de cycles peuvent entraîner des douleurs chroniques et entacher la pratique de l'activité sportive. A ce jour on considère que 65% de coureur se blesse chaque année ([Strohrmann et al., 2012a]). De nombreuses équipes d'athlètes professionnels en partenariat avec des médecins et des équipementiers sportifs cherchent à améliorer les conditions des sportifs. Au moyen des outils disponibles à ce jour, ces études passent par des phases de compréhension et de traitement des risques de blessure. Aujourd'hui les blessures sont essentiellement traitées après l'observation de symptômes tardifs. Celles-ci mènent, dans le cas de la course à pied, à l'utilisation d'outils de correction de la technique de course à l'adaptation de l'entraînement et dans les cas les plus extrêmes d'opérations chirurgicales. Il n'existe donc pas de réglementation ou de critère permettant d'évaluer le risque de blessure.

En parallèle, depuis plusieurs années, l'analyse de l'exposition aux vibrations dans le monde professionnel est très étudiée et a mené à la création de normes et de critères stricts afin de prévenir les blessures chez les travailleurs. Les outils utilisés se basent essentiellement sur une approche accélérométrique, qui grâce aux nouvelles technologies peut être transposée au monde du sport. Par ailleurs cette approche est déjà utilisée chez les sportifs pour étudier des critères caractéristiques de l'activité de course et peut donc s'inspirer grandement de travaux menés dans le monde du travail.

C'est donc dans le contexte d'utilisation de l'approche accélérométrique pour la prévention des risques de blessure durant une activité de course à pied que

ces travaux de thèse ont été développés. L'objectif fut donc de développer un nouvel outil, sous la forme d'algorithme, permettant le suivi des sportifs pour les prévenir en cas de risque pour la santé. Ces travaux se sont donc divisés en trois étapes. Premièrement, la validation d'un outil pour la mesure d'accélération chez le coureur. Deuxièmement, la validation d'indicateurs de mesure pour l'analyse des accélérations perçues par le coureur. Troisièmement, le développement d'un modèle et d'un critère de prévention des risques.

Les deux premiers chapitres ont présenté les bases théoriques sur la place de l'accélérométrie dans le sport et pour l'analyse du suivi de la performance du coureur. Ces chapitres présentent une étude de l'existant permettant d'introduire les verrous scientifiques et technologiques nécessitant d'être levés pour traiter de la prévention des risques chez le sportif.

Le premier chapitre a permis de décrire le contexte de mesure dans le domaine du sport. L'approche accélérométrique y est développée en introduisant son utilité dans l'analyse des gestes sportifs ainsi que les facteurs et les caractéristiques des vibrations et des accélérations perçues par le corps humain. Par la suite, les différents effets pathologiques y ont été recensés. Ce premier chapitre a introduit les réglementations et les normes conçues pour lutter pour la prévention des troubles liés à l'exposition accélérométrique particulièrement dans le domaine professionnel. Finalement, les différents principes et technologies de mesure ont été présentés afin de comprendre l'outillage nécessaire à l'acquisition des accélérations. Le second chapitre a permis de présenter la nécessité d'une mesure quantifiée de la course à pied dans un contexte de performance et de santé. Ce chapitre a introduit les différentes caractéristiques de la foulée ainsi que les différents patterns. Par la suite, plusieurs indicateurs associés à l'étude dynamique de la course à pied ont été établis avant d'introduire la notion de fatigue et de comprendre son lien avec les phénomènes de blessures. Ces deux chapitres ont donc permis de déterminer les verrous scientifiques et technologiques existants dans l'étude accélérométrique de la course à pied.

Basé sur les conclusions des premiers chapitres, le chapitre 3 a permis de valider un outil de mesure d'accélération adapté à l'étude des individus exposés aux vibrations et aux accélérations, mais aussi à l'étude des sollicitations dans le domaine de la course à pied. Tout d'abord, le troisième chapitre a permis d'introduire les contraintes liées à la mesure des accélérations dans le monde du sport et le choix d'une centrale inertielle capable malgré certaines contraintes de mesurer les accélérations perçues par un coureur durant son activité sportive. Dans un premier temps,

l'accéléromètre de la centrale fut validé dans des conditions classiques sur pot vibrant. Les résultats ont montré une influence de la fréquence des accélérations mesurées sur la réponse du capteur, mais que la gamme de mesure était acceptable et, à un certain niveau, en adéquation avec les normes définies pour ce domaine. Dans un second temps, l'accéléromètre de la centrale fut validé dans le cadre de la course à pied, équipé sur un sportif pratiquant sur tapis de course. Les résultats ont montré que la gamme de mesure de la centrale correspondait bien aux gammes des accélérations présentes dans le cadre de la course sous condition d'un paramétrage en termes de fréquence d'échantillonnage adapté. La validation de cet outil a alors permis d'ouvrir notre champ d'étude pour étudier le paramétrage de l'activité de course à pied sur les sollicitations mécaniques subies par le coureur.

En exploitant l'outil de mesure validé lors de cette première étude, le chapitre 4 a permis de valider des indicateurs de mesures extraits des signaux d'accélération de course à pied. Dans un premier temps, ce chapitre a permis d'exposer une liste d'indicateurs caractéristiques de la technique de course, de la capacité d'amortissement du corps, du signal accélérométrique et de la quantité d'accélération encaissée et transmise par le corps humain. Dans un second temps, la répétabilité de ces indicateurs fut testée afin de déterminer leur comportement face à des conditions constantes de course et de valider les indicateurs les plus fiables pour étudier des conditions variables de l'activité. Les résultats ont montrés que plusieurs indicateurs notamment ceux associés à la forme du signal présentaient une grande variabilité et furent écartés de l'étude. Finalement les indicateurs validés lors de cette première étude furent testés face à des conditions variables de vitesses de course. Les résultats ont souligné le fait que les indicateurs associés à la cadence de course et à l'énergie du signal présentaient des comportements linéaires face à la vitesse et pouvaient permettre d'étudier la course à pied sous l'effet de phénomènes plus complexes comme l'apparition de fatigue. La validation de ces indicateurs a donc permis de finaliser le choix des outils nécessaires à l'étude de la prévention des risques en course à pied par l'approche accélérométrique.

En se basant sur les outils validés au cours des chapitres 3 et 4, le chapitre 5 étudie l'exhaustion des sportifs et permet développe des modèles de prédiction de la fatigue ainsi qu'un critère permettant la prévention des risques chez le coureur. En exploitant des résultats préliminaires d'un protocole de fatigue, cette étude s'est orientée non pas vers le choix du meilleur indicateur définissant la fatigue, mais plutôt vers un choix rationnel d'un groupement d'indicateurs significatifs. Un algorithme de régression linéaire multiple pas à pas fut alors utilisé afin de concevoir un modèle de prédiction de

la fatigue. Les résultats de ce modèle ont montré que les indicateurs utilisés permettaient d'expliquer une part importante de la fatigue mais nécessitaient d'être complétés ou mieux adaptés. En parallèle un critère de fatigue fut déterminé en s'inspirant d'une échelle subjective existante d'efforts. Pour terminer, une étude fut menée afin de savoir quel point de mesure donnait le plus d'information sur la fatigue du coureur. Les résultats ont permis d'orienter le choix du capteur au plus proche de l'entrée des sollicitations dans le corps, à savoir le pied. Ce chapitre a donc permis de montrer qu'il est possible de développer une modélisation simple de la fatigue en se basant uniquement sur l'approche accélérométrique. Cette étude a montré aussi qu'en complétant le modèle par un critère de prédiction de la fatigue il était possible d'informer les athlètes en cas d'une pratique à risque de la course à pied.

Les travaux menés durant cette thèse ont permis de mieux comprendre le fonctionnement de la machine humaine en course à pied lors de l'apparition de fatigue. Ces travaux ont aussi permis de développer, au moyen d'outils simples et abordables, un moyen de prédiction des risques pour la pratique intensive de sport et donc de permettre l'amélioration de la performance en s'écartant des risques de blessure. Les résultats de ces travaux sont donc la validation d'un outil pour la mesure embarquée des accélérations sur le coureur, la définition et la validation d'indicateurs permettant la mesure quantifiée de la course à pied et le développement d'un modèle permettant une prédiction à hauteur de 79.2% de l'état de fatigue de l'athlète. Les perspectives autour de ces travaux sont multiples mais s'orientent principalement en quatre axes : l'optimisation du modèle développé, le développement de nouveaux modèles, l'expansion de l'étude à d'autres sports et la conception d'un produit industriel.

Le modèle proposé offre de nombreuses perspectives autant dans sa maturation que dans son déploiement. Tout d'abord, il serait nécessaire de s'adapter à un panel de sujets plus large afin de prendre en compte les variabilités imposées par le corps humain. Cette étude en laboratoire s'étant basée sur des critères très spécifiques, il serait attendu d'observer des différences avec des sujets de niveaux différents, ou simplement équipés de leurs propres chaussures de course. D'une manière similaire, il serait intéressant de mener l'étude dans des conditions réelles de course, et non plus en laboratoire, sur tapis. Les phénomènes intervenant lors de la course sur tapis et en extérieur étant différents, le modèle ne peut être garanti fiable pour des conditions réelles de course où la motivation et la sensation du coureur peuvent être facteurs de performance. Le modèle peut aussi être fiabilisé par le traitement des données et la conception de l'algorithme. En effet, si les résultats ont montré des résultats pertinents, une part d'explication de la fatigue reste à découvrir. Cela peut intervenir par l'ajout d'autres

indicateurs à cette étude comme des données physiologiques ou cinématiques ; ou en utilisant des outils de traitement du signal plus robustes comme l'EMD (Empirical Mode Decomposition), les ondelettes ou la cyclostationnarité permettant d'étudier des caractéristiques spécifiques du signal accélérométrique. Finalement, le modèle peut aussi s'améliorer en se basant sur un type de régression plus adapté comme des régressions polynomiales.

Une autre perspective de cette étude serait de développer des modèles spécifiques. La recherche en sport étant essentiellement menée dans le cadre de l'amélioration des performances des sportifs professionnels, il serait naturel de concevoir des modèles spécifiques aux athlètes de haut niveau. Cela pourrait passer par l'étude des phénomènes de récupérations afin d'intégrer au critère de prévention une idée d'intensité par la pratique récurrente de l'activité sportive. Cependant, il pourrait être aussi intéressant de concevoir un modèle de fatigue individuel afin d'exploiter le potentiel des outils utilisés tous les jours par les sportifs amateurs. Il pourrait donc être possible de créer un modèle qui s'alimente et s'adapte automatiquement en fonction de l'évolution d'un seul individu et de ses performances personnelles.

Le contexte de cette étude pouvant se généraliser à d'autres activités. Le même type de développement pourrait être mené pour d'autres activités. Cependant il serait nécessaire de vérifier la validité du capteur pour ces activités et de déterminer des indicateurs adaptés. Néanmoins, le développement d'un modèle adapté à d'autres types de sport d'endurance et de cycle comme le cyclisme ou la natation peut être prometteur. D'un autre côté, l'activité de course étant commune à de nombreux sports (en athlétisme, dans des sports d'équipe...) les adaptations pourraient être minimales et aboutir à des premiers résultats rapides.

Finalement, du point de vue industriel, ces travaux pourraient mener au développement complet d'un système autonome de mesure d'accélération intégrant un modèle de fatigue et un critère de prévention en vue d'une commercialisation. Ce système pourrait être développé pour le grand public en s'assurant que les apports du produit permettraient son insertion sur le marché, ou pour la recherche, dans le cadre d'une meilleure compréhension de la machine humaine.

Pour conclure cette étude, les perspectives de ces travaux se présenteraient en trois points. Premièrement, une validation à court terme du modèle développé sur un panel large. Deuxièmement, une consolidation du modèle à moyen terme par l'ajout d'autres indicateurs. Troisièmement, le développement à long terme d'un système de mesure intégrant la modélisation proposée.

Table des figures

1.1	Chronographie de Marey.	23
1.2	Décomposition du mouvement lors d'un service de tennis d'après [Martin, 2013]. Ces évènements permettent de présenter le déroulé du service, de sa préparation en passant par l'armé qui va permettre de produire la frappe. . .	24
1.3	Différents moyens pour la mesure cinématique ou dynamique du corps humain. (a) Système opto-électronique [Pfister et al., 2014]. (b) Semelle de pression [Bamberg et al., 2008]. (c) Centrale inertielle [Roetenberg et al., 2009]. . . .	26
1.4	Observation du phénomène de drift dans le cas de l'intégration de mesure gyroscopique d'après Tong et Granat ([Tong and Granat, 1999]). Le trait gras représente le mouvement mesuré par un système opto-électronique d'analyse du mouvement. Le trait fin représente le mouvement issu du signal intégré du gyroscope. Le trait pointillé représente le mouvement issu du signal du gyroscope après l'application d'un filtre passe-haut.	29
1.5	Mesure de la réaction de la gravité par la centrale inertielle. En haut, orientation des axes de mesure. En bas, réponse des axes (\vec{x} en bleu, \vec{y} en vert). . .	30
1.6	Catégories de vibration selon leurs fréquences d'après [Paschold and Mayton, 2011].	32
1.7	Système nerveux de la main	34
1.8	Système de coordonnées pour les vibrations transmises au corps humain [ISO-2631, 1997]	36
1.9	Filtre de pondération et valeur des facteurs k_x , k_y et k_z selon les configurations de mesure	37
1.10	Système de coordonnées pour les vibrations transmises au système main-bras [ISO-5349, 2002]	38
1.11	Principe de l'accéléromètre. L'accélération \vec{A} induit une force de rappel \vec{F}_r en fonction de la longueur L du ressort	40

1.12	Principe de l'accéléromètre piézoélectrique. L'accélération \vec{A} de la masse sismique m induit une contrainte σ dans le cristal piézoélectrique qui délivre une tension $V(\sigma)$	42
1.13	Principe de l'accéléromètre piézorésistif. L'accélération \vec{A} provoque une déformation $\varepsilon(\sigma)$ de la poutre induisant des contraintes internes σ	42
1.14	Principe de l'accéléromètre capacitif. L'accélération \vec{A} induit une variation de la distance l entre les deux électrodes qui provoque un changement de capacité $C(l)$	43
1.15	Accéléromètre MEMS capacitif fonctionnant sur le principe de peignes fixes et mobiles ([Amendola et al., 2013]). (a) Microtransducteur. (b) Zone agrandie des peignes.	45
2.1	Résultats de l'étude publiée en 2015 de la Fédération Française d'Athlétisme (FFA) basée sur l'expertise de l'agence Sportlab	50
2.2	Différence de foulée suivant l'axe médio-latéral pour le la jambe gauche. (a) Supination, (b) Neutre, (c) Pronation.	51
2.3	Différence de foulée suivant l'axe antéro-postérieur. (a) Talon (RFS), (b) Milieu du pied (MFS), (c) Avant du pied (FFS).	52
2.4	Cycle de foulée	52
2.5	Traduction de la phase de contact en terme de composante verticale de la force de contact (a), de l'accélération verticale au niveau du tibia (b) et de l'accélération verticale au niveau du sacrum (c)	54
2.6	Événements de la phase d'appui, présentés sur des courbes théoriques et simplifiées. En haut sur la mesure de la force verticale, en bas sur la mesure de l'accélération verticale au niveau du centre de gravité du coureur	55
2.7	Mouvement d'oscillation du centre de gravité	56
2.8	Modèles masse ressort. (a) Modèle uni-axial propre à l'étude de l'activité de saut. (b) Modèle bi-axial propre à l'étude de l'activité de course à pied.	57
2.9	Modèle masse ressort uni-axial des membres inférieurs propre à la modélisation du saut	59
2.10	Modèle masse ressort bi-axial des membres inférieurs propre à la modélisation de la course à pied	62
2.11	Différentes théories proposées pour l'expression cardiovasculaire de la fatigue selon l'étude de Noakes ([Noakes, 2000]) sur la base des postulats de Hill et al. ([Hill et al., 1924]). (a) Limite maximale du cœur appliquée aux muscles. (b) Limite maximale du cœur appliquée aux cœur. (c) Mécanisme gouvernant protecteur.	65

2.12	Les deux échelles subjectives proposées par Borg ([Borg, 1971], [Borg, 1982]). (a) Échelle linéaire. (b) Échelle avec notion de ratio.	69
2.13	Modèle proposé par Nikooyan et Zadpoor ([Nikooyan and Zadpoor, 2012]). Les masses m_1 et m_2 représentent respectivement les masses rigides et vibrantes des membres inférieurs. Les masses m_3 et m_4 représentent respectivement les masses vibrantes et rigides des membres supérieurs.	71
3.1	Mesure des sollicitations vibratoires dans le monde du sport : équipement des systèmes d'acquisitions. [Tarabini et al., 2015] : (a), (b), (c) ; [Bonnardot and El Badaoui, 2010] : (d) ; [Crequy, 2015] : (e) ; [Chimentin et al., 2012] : (f).	75
3.2	Système Hikob Fox comprenant une carte électronique, sa batterie et son boîtier	76
3.3	Banc d'essai comprenant les deux centrales inertielles Hikob Fox (H_{1344} , H_{400}) et les deux accéléromètres de référence associés (R_{1344} , R_{400}).	78
3.4	Différence relative entre les centrales et leurs références associées pour le protocole étudiant la réponse des centrales face à la fréquence des vibrations, en noir $H_{1344}-R_{1344}$ et en blanc $H_{400}-R_{400}$	80
3.5	Différence relative entre les centrales et leurs références associées pour le protocole étudiant la réponse des centrales face à l'amplitude des vibrations pour une fréquence de $25Hz$, en noir $H_{1344}-R_{1344}$ et en blanc $H_{400}-R_{400}$	81
3.6	Emplacement des capteurs sur les jambes du sujets, les deux centrales inertielles (H_{1344} , H_{400}) et les deux accéléromètres de référence (R_{1344} , R_{400}). . .	83
3.7	Fixation des centrales et des capteurs de référence sur la jambe du sujet. . .	83
3.8	Signaux temporel(Haut) et fréquentiel (Bas) de l'accélération en course à pied, mesurés par le capteur de référence Ref_{1344} à $8km/h$ (accélération totale). .	84
3.9	Spectre de l'accélération totale mesurée par le capteur de référence associé à la jambe droite (R_{1344}) pour $8km/h$ (Haut) et $18km/h$ (Bas).	86
3.10	Cohérence spectrale (Haut) et spectre correspondant (Bas) entre R_{1344} (en bleu) et H_{1344} (en vert) à $18Km/h$. La zone jaune représente la fréquence de foulée et certaines harmoniques. Les zones rouges représentent les zones du spectre peu excitées durant l'essai et présentant donc peu d'énergie. Les zones vertes représentent les fréquences excitées durant la course et sont représentatives de la réponse de la centrale inertielle.	88
3.11	Cohérence spectrale entre R_{1344} et H_{1344} à $12Km/h$ (Haut) et entre R_{400} et H_{400} à $18Km/h$ (Bas).	89
4.1	Positionnement des trois capteurs ainsi que leurs repères locaux sur les coureurs au niveau du pied (Pi), du tibia (Ti) et des lombaires (Lo).	93

4.2	Différents groupes d'indicateurs issus du signal de l'accélération (Dans cet exemple sur l'axe vertical du capteur situé au niveau des lombaires).	95
4.3	Signaux accélérométriques complets pour : les lombaires (première ligne), le tibia (seconde ligne), le pied (troisième ligne). Les signaux représentent deux secondes de course d'un sujet à $12km/h$. L'axe x représente l'axe vertical, l'axe y représente l'axe antéro-postérieur et l'axe z représente l'axe médio-latéral suivant les repères locaux définis sur la Figure 4.1.	100
4.4	Protocole expérimental	104
4.5	Exemple du calcul de la corrélation pour l'indicateur RMS déterminé sur l'axe vertical du tibia. Pour chacun des 18 sujets une corrélation r_i de RMS est déterminée avec la vitesse, puis un coefficient moyen r_m^2 est calculé pour représenter la corrélation linéaire générale de RMS	106
5.1	Échelle de Borg présentée aux sujets de l'étude. L'échelle était attachée sur le moniteur du tapis de course afin d'être constamment à la vue des sujets. . .	116
5.2	Protocoles préliminaires de test ainsi que les avantages et inconvénients supposés.	119
5.3	Découpe d'un signal accélérométrique complet en N signaux d'une minute S_n avec un taux de recouvrement de 50%. L'échelle temporelle n'est pas respectée sur cette image.	123
5.4	Nuage de points des 10 sujets représentant un indicateur centré-déduit I^{CR} en fonction de la durée avant exhaustion $T_{\%}$ exprimée en pourcentage.	124
5.5	Algorithme de la régression linéaire multiple pas à pas (stepwise regression) où Y est la variable exogène à modéliser, $[X^n]$ est une matrice regroupant les N variables explicatives $[X^1, X^2, \dots, X^n, \dots, X^N]$, $[Z^m]$ est une matrice regroupant les M variables explicatives sélectionnées pour le modèle $[Z^1, Z^2, \dots, Z^m, \dots, Z^M]$ et β représente les coefficients associés aux $[Z^m]$	128
5.6	Graphes des résidus centrés-réduits. Répartition en fonction de la variable exogène Y représentant la fatigue réelle en % (en haut). Répartition en fonction de la fatigue modélisée \hat{Y} en % (en bas). Les valeurs du résidu sont représentées centrées-réduites ($\mathcal{N}(0, 1)$). Les lignes pointillées représentent la moyenne et les lignes continues un critère de 95% d'agrément soit deux fois la valeur de l'écart-type.	132
5.7	Graphes des résidus centrés-réduits moyens. Répartition en fonction de la variable exogène Y représentant la fatigue réelle en % (en haut). Répartition en fonction de la fatigue modélisée \hat{Y} en % (en bas).	133

5.8	Valeur de l'échelle de Borg moyennée pour les 10 sujets en fonction du pourcentage de la durée du test. Les barres verticales représentent l'écart-type pour les 10 sujets. La zone verte représente la zone de l'échelle de Borg considérant l'exercice simple ; la zone jaune, l'exercice moyen et la zone rouge, l'exercice difficile.	137
5.9	Convergence linéaire des modèles en fonction du nombre d'itérations de la régression, pour les lombaires (croix bleue), le tibia (carré vert) et le pied (rond rouge).	140
B.1	Décomposition des signaux de foulées $X_s = f(T_s)$	175

Liste des tableaux

1.1	Ordre de grandeur d'amplitude de vibrations transmises à l'ensemble du corps, valeurs en $[m/s^2]$. D'après [www.bossons-fute.fr] pour le domaine professionnel et [Tarabini et al., 2015] pour le domaine sportif.	31
1.2	Spécifications limites relatives au capteur pour la mesure de vibrations sur le corps humain	44
3.1	Résultats du test de répétabilité sur la valeur efficace de l'accélération totale de chaque capteur.	86
4.1	Liste des 24 indicateurs étudiés.	98
4.2	Nombre d'axes respectant les différents critères (CV intra-test <5%, CV inter-test <5%, CV intra et inter-test <5%). Les résultats sont comparés au nombre total d'axes mesuré par indicateurs afin de présenter la validité totale.	102
4.3	Validité des différents indicateurs. "o" représente un CV intra et inter-test <5%, "x" représente un CV intra ou inter-test >5%, "-" représente un axe non mesuré.	103
4.4	Résultats du protocole d'influence de la vitesse de course pour les indicateurs répétables déterminés sur le signal complet. Tous les indicateurs présentent une valeur de p_{Fried} inférieure à 0.05 représentant une influence de la vitesse.	109
4.5	Résultats du protocole d'influence de la vitesse de course pour les indicateurs répétables déterminés sur les signaux de foulée. Les valeurs non indiquées (-) présentent des valeurs de p_{Fried} supérieures à 0.05 et donc aucune influence de la vitesse de course.	112
4.6	Récapitulatif des indicateurs validés au cours de cette étude	113
5.1	Réponses des 10 sujets à l'échelle de Borg au cours de la durée d'essai.	120
5.2	Indicateurs utilisés pour l'étude de la fatigue. "o" représente les indicateurs valides et répétables pour des conditions constantes de course à pied, "-" représente un axe non mesuré.	122

5.3	Corrélation linéaire r_{lin}^2 , quadratique r_{qua}^2 et cubique r_{cub}^2 entre les différents indicateurs et le vecteur fatigue.	126
5.4	Liste des variables incluses dans le modèle d'expression de la fatigue selon leur ordre d'apparition suivant les itérations de la régression. La formule exprimant le pourcentage de fatigue se représente comme la somme des différentes variables présentées multipliées par leurs coefficients respectifs. La valeur <i>Cst</i> représente une constante à ajouter à la formule.	131
5.5	Liste des variables incluses dans le modèle optimisé selon leur ordre d'apparition suivant les itérations de la régression. La formule exprimant le pourcentage de fatigue se représente comme la somme des différentes variables présentées multipliées par leurs coefficients respectifs. La valeur <i>Cst</i> représente une constante à ajouter à la formule.	135
5.6	Résultats finaux des trois modèles pour les informations mesurées respectivement aux lombaires (<i>Lo</i>), au tibia (<i>Ti</i>) et au pied (<i>Pi</i>).	137
5.7	Liste des variables incluses dans le modèle pour les lombaires selon leur ordre d'intégration suivant les itérations de la régression.	138
5.8	Liste des variables incluses dans le modèle pour le tibia selon leur ordre d'intégration suivant les itérations de la régression. Les axes non indiqués représentent les indicateurs déterminés aux lombaires. Les coefficients non indiqués représentent un indicateur supprimé par l'algorithme.	139
5.9	Liste des variables incluses dans le modèle pour le pied selon leur ordre d'intégration suivant les itérations de la régression. Les axes non indiqués représentent les indicateurs déterminés aux lombaires.	139
A.1	Seuils de la valeur de p	171
C.1	Résultats du test de répétabilité des indicateurs <i>RMS</i> , <i>Kur</i> et <i>Max</i> . Les résultats sont présentés pour chaque indicateur sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)].	180
C.2	Résultats du test de répétabilité des indicateurs <i>Min</i> , t_{3g} , $T_{(l-t)/p}$, a_v et <i>ET</i> . Les résultats sont présentés pour chaque indicateur sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)]. Les valeurs "NaN" (Not a Number) se retrouvent lorsque l'indicateur prenait une valeur moyenne nulle.	181
C.3	Résultats du test de répétabilité des indicateurs <i>tmf</i> , <i>fmf</i> , <i>nf</i> , t_{am} , t_{sm} , t_{ap} , t_{sp} , K_m^{vert} , K_p^{vert} , K_m^{jamb} , K_p^{jamb} , f_{ap}^{med} et E_{am} . Les résultats sont présentés pour chaque indicateur sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)].	182

C.4 Résultats du test de répétabilité des indicateurs E_{sm} , E_{ap} et E_{sp} . Les résultats sont présentés pour chaque indicateur sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)]. 183

C.5 Résultats du test sur l'influence de la vitesse sur les indicateurs répétables RMS , Kur , Max , t_{3g} , $T_{(l-t)/p}$, a_v et ET . La valeur p_{Fried} correspond à l'influence de la vitesse de course sur l'indicateur pour l'ensemble du panel, elle est inférieure à 0.05 si l'indicateur présente une influence. La valeur r représente le coefficient de corrélation d'un indicateur pour les 18 sujets, il est présenté sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)]. r_m^2 représente la corrélation moyenne des 18 sujets. Exa représente le pourcentage de sujets présentant une tendance linéaire suivant le test de Bravais-Pearson. 184

C.6 Résultats du test sur l'influence de la vitesse sur les indicateurs répétables tmf , fmf , nf , t_{am} , t_{sm} , t_{ap} , t_{sp} , K_m^{vert} , K_p^{vert} , K_m^{jamb} , K_p^{jamb} , f_{ap}^{med} , E_{am} , E_{sm} , E_{ap} et E_{sp} . La valeur p_{Fried} correspond à l'influence de la vitesse de course sur l'indicateur pour l'ensemble du panel, elle est inférieure à 0.05 si l'indicateur présente une influence. La valeur r représente le coefficient de corrélation d'un indicateur pour les 18 sujets, il est présenté sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)]. r_m^2 représente la corrélation moyenne des 18 sujets. Exa représente le pourcentage de sujets présentant une tendance linéaire suivant le test de Bravais-Pearson. 185

Bibliographie

- [Aiello et al., 2012] Aiello, G., La Scalia, G., Vallone, M., Catania, P., and Venticinque, M. (2012). Real time assessment of hand–arm vibration system based on capacitive MEMS accelerometers. *Computers and Electronics in Agriculture*, 85 :45–52.
- [Allard et al., 2011] Allard, P., Dalleau, G., Begon, M., and Blanchi, J.-P. (2011). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique*. Fides educ edition.
- [Amendola et al., 2013] Amendola, G., Poulichet, P., Sevely, L., and Valbin, L. (2013). Les capteurs MEMS - Principes de fonctionnement. *Techniques de l’Ingénieur*.
- [Arpinar-Avsar et al., 2013] Arpinar-Avsar, P., Birlik, G., Sezgin, O., and Soyly, A. (2013). The effects of surface-induced loads on forearm muscle activity during steering a bicycle. *Journal of sports science & medicine*, 12(3) :512–20.
- [Bamberg et al., 2008] Bamberg, S. J. M., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E., and Paradiso, J. A. (2008). Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 12(4) :413–23.
- [Beer and Johnson, 2009] Beer, F. and Johnson, E. (2009). *Mécanique pour ingénieurs : Volume 2, Dynamique*. De boeck edition.
- [Bertucci et al., 2015] Bertucci, W., Puel, F., Jarlot, B., Grappe, F., and Duc, S. (2015). Evaluation of comfort : Acceleration transmissibility of different road bikes. *3rd World Congress of Cycling Science*, 4(2) :69–70.
- [Billat, 2012] Billat, V. (2012). *Physiologie et méthodologie de l’entraînement. De la théorie à la pratique*. De boeck edition.
- [Blickhan, 1989] Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22(11-12) :1217–1227.
- [Bonnardot and El Badaoui, 2010] Bonnardot, F. and El Badaoui, M. (2010). Etude de la fatigue d’un coureur, de l’instrumentation à l’analyse vibratoire. In *10ème Congrès Français d’Acoustique*.
- [Borg, 1971] Borg, G. (1971). *The perception of physical performance*. Shephard, edition.

- [Borg, 1982] Borg, G. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and science in sports and exercise*, 14(5) :377–381.
- [Boshuizen et al., 1990] Boshuizen, H. C., Bongers, P. M., and Hulshof, C. T. J. (1990). Back disorders and occupational exposure to whole-body vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 6(1) :55–59.
- [Bovenzi et al., 1988] Bovenzi, M., Franzinelli, A., and Strambi, F. (1988). Prevalence of vibration-induced white finger and assessment of vibration exposure among travertine workers in Italy. *Occupational and Environmental Health*, 61 :25–34.
- [Bovenzi and Griffin, 1997] Bovenzi, M. and Griffin, M. J. (1997). Haemodynamic changes in ipsilateral and contralateral fingers caused by acute exposures to hand transmitted vibration. *Occupational and environmental medicine*, 54(8) :566–576.
- [Bovenzi and Hulshof, 1998] Bovenzi, M. and Hulshof, C. (1998). An updated review of epidemiologic studies on the relationship between exposure to whole-body vibration and low back pain. *Journal of Sound and Vibration*, 215(4) :595–611.
- [Brisswalter and Hausswirth, 2003] Brisswalter, J. and Hausswirth, C. (2003). *Energie et performance physique et sportive*.
- [Buchheit et al., 2015] Buchheit, M., Gray, A., and Morin, J. B. (2015). Assessing Stride Variables and Vertical Stiffness with GPS-Embedded Accelerometers : Preliminary Insights for the Monitoring of Neuromuscular Fatigue on the Field. *Journal of Sports Science and Medicine*, 14(4) :698–701.
- [Cafarelli and Kostka, 1981] Cafarelli, E. and Kostka, C. E. (1981). Effect of vibration on static force sensation in man. *Experimental Neurology*, 74(2) :331–340.
- [Candau et al., 1998] Candau, R., Belli, a., Millet, G. Y., Georges, D., Barbier, B., and Rouillon, J. D. (1998). Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 77(6) :479–485.
- [Cavagna, 1970] Cavagna, G. (1970). Elastic bounce of the body. *Journal of applied physiology*, 29(3) :279–282.
- [Cavagna, 1975] Cavagna, G. (1975). Force platforms as ergometers. *Journal of applied physiology*, 39(1) :174–179.
- [Cavagna and Franzetti, 1986] Cavagna, G. A. and Franzetti, P. (1986). The determinants of the step frequency in walking in humans. *The Journal of physiology*, 373 :235–242.
- [Chelius et al., 2011] Chelius, G., Braillon, C., Pasquier, M., Horvais, N., Pissard-Gibollet, R., Espiau, B., and Azevedo Coste, C. (2011). A Wearable Sensor Network for Gait

- Analysis : A 6-Day Experiment of Running Through the Desert. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 16 :878 – 883.
- [Chen et al., 2014] Chen, C.-H., Liu, C., Chuang, L.-R., Chung, P.-H., and Shiang, T.-Y. (2014). Chronic effects of whole-body vibration on jumping performance and body balance using different frequencies and amplitudes with identical acceleration load. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 17(1) :107–112.
- [Chiementin et al., 2012] Chiementin, X., Rigaut, M., Crequy, S., Bolaers, F., and Bertucci, W. (2012). Hand-arm vibration in cycling. *Journal of Vibration and Control*, 19(16) :2551–2560.
- [Crequy, 2015] Crequy, S. (2015). *Analyse accélérométrique pour l’optimisation de la performance et la prévention des risques en cyclisme*. PhD thesis, Université de Reims Champagne-Ardenne.
- [Czerniecki, 1996] Czerniecki, J. M. (1996). Rehabilitation in limb deficiency. 1. Gait and motion analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(3) :S3–S8.
- [Dalleau et al., 2004] Dalleau, G., Belli, A., and Bernard, C. (2004). A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *International Journal of Sports Medicine*, 25(3) :170–176.
- [Damgrave and Lutters, 2009] Damgrave, R. and Lutters, D. (2009). The drift of the Xsens Moven motion capturing suit during common movements in a working environment. *Proceedings of the 19th CIRP Design Conference*.
- [De Capua et al., 2009] De Capua, C., Meduri, A., and Morello, R. (2009). A hand-arm vibration meter monitoring the percussion exposure for health risk prevention applications. *2009 IEEE International Workshop on Medical Measurements and Applications*, pages 45–50.
- [Dejnabadi et al., 2005] Dejnabadi, H., Jolles, B. M., and Aminian, K. (2005). A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(8) :1478–84.
- [Delp et al., 2007] Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., Chand T, J., Guendelman, E., and Thelen, D. G. (2007). OpenSim : Open source to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11) :1940–1950.
- [Denis et al., 2014] Denis, B., Amiot, N., Uguen, B., Guizar, A., Goursaud, C., Ouni, A., and Chaudet, C. (2014). Qualitative analysis of RSSI behavior in cooperative wireless body area networks for mobility detection and navigation applications. *21st IEEE International Conference on Electronics, Circuits and Systems, ICECS 2014*, pages 834–837.

- [Derrick et al., 2002] Derrick, T. R., Dereu, D., and Mclean, S. P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(6) :998–1002.
- [Deval and Amand, 1993] Deval, A. and Amand, Y. (1993). Accélération. *Techniques de l'Ingénieur*.
- [Dickinson et al., 1985] Dickinson, J. A., Cook, S. D., and Leinhardt, T. M. (1985). The measurement of shock waves following heel strike while running. *Journal of Biomechanics*, 18(6) :415–422.
- [Directive-2002/44/EC, 2002] Directive-2002/44/EC (2002). Directive 2002/44/EC of the European parliament and of the Council of 25 June 2002 on the minimum health and safety requirements regarding the exposure of workers to the risks arising from physical agents (vibration).
- [Djurić-Jovičić et al., 2012] Djurić-Jovičić, M. D., Jovičić, N. S., Popović, D. B., and Djordjević, A. R. (2012). Nonlinear optimization for drift removal in estimation of gait kinematics based on accelerometers. *Journal of biomechanics*, 45(16) :2849–54.
- [Duffner et al., 1962] Duffner, L. R., Hamilton, L. H., and Schmitz, M. A. (1962). Effect of whole-body vertical vibration on respiration in human subjects. *Journal of Applied Physiology*, 17(6) :913–916.
- [Dutto and Smith, 2002] Dutto, D. J. and Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and science in sports and exercise*, pages 1324–1331.
- [Eskofier et al., 2013] Eskofier, B. M., Musho, E., and Schlarb, H. (2013). Pattern classification of foot strike type using body worn accelerometers. *2013 IEEE International Conference on Body Sensor Networks, BSN 2013*, pages 2–6.
- [Farkkila, 1978] Farkkila, M. (1978). Grip force in vibration disease. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health*, 4(2) :159–166.
- [Farley and González, 1996] Farley, C. T. and González, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, 29(2) :181–186.
- [Floor-Westerdijk et al., 2012] Floor-Westerdijk, M. J., Schepers, H. M., Veltink, P. H., van Asseldonk, E. H. F., and Buurke, J. H. (2012). Use of inertial sensors for ambulatory assessment of center-of-mass displacements during walking. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(7) :2080–4.
- [Fong and Chan, 2010] Fong, D. T.-P. and Chan, Y.-Y. (2010). The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies : A systematic review. *Sensors*, 10(12) :11556–65.

- [Forner-Cordero et al., 2008] Forner-Cordero, A., Mateu-Arce, M., Forner-Cordero, I., Alcántara, E., Moreno, J. C., and Pons, J. L. (2008). Study of the motion artefacts of skin-mounted inertial sensors under different attachment conditions. *Physiological measurement*, 29(4) :N21–N31.
- [Fradet, 2003] Fradet, L. (2003). *Analyse biomécanique, modélisation et simulation du tir au handball*. PhD thesis, Université de Rennes II.
- [Friesenbichler et al., 2011] Friesenbichler, B., Stirling, L. M., Federolf, P., and Nigg, B. M. (2011). Tissue vibration in prolonged running. *Journal of biomechanics*, 44(1) :116–20.
- [Gabel et al., 2012] Gabel, M., Gilad-Bachrach, R., Renshaw, E., and Schuster, A. (2012). Full body gait analysis with Kinect. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, pages 1964–1967.
- [Gaudino et al., 2013] Gaudino, P., Gaudino, C., Alberti, G., and Minetti, A. E. (2013). Biomechanics and predicted energetics of sprinting on sand : Hints for soccer training. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(3) :271–275.
- [Gavrila, 1999] Gavrila, D. (1999). The visual analysis of human movement : a survey. *Computer Vision and Image Understanding*, 73(1) :82–98.
- [Gazeau et al., 1997] Gazeau, F., Koralsztein, J. P., and Billat, V. (1997). Biomechanical events in the time to exhaustion at maximum aerobic speed. *Archives of physiology and biochemistry*, 105(6) :583–590.
- [Giandolini et al., 2013a] Giandolini, M., Arnal, P. J., Millet, G. Y., Peyrot, N., Samozino, P., Dubois, B., and Morin, J.-B. (2013a). Impact reduction during running : efficiency of simple acute interventions in recreational runners. *European Journal of Applied Physiology*, 113(3) :599–609.
- [Giandolini et al., 2013b] Giandolini, M., Gimenez, P., Millet, G. Y., Morin, J.-B., and Samozino, P. (2013b). Consequences of an ultra-trail on impact and lower limb kinematics in male and female runners. *Footwear Science*, 5(sup1) :S14–S15.
- [Giandolini et al., 2013c] Giandolini, M., Horvais, N., Farges, Y., Samozino, P., and Morin, J.-B. (2013c). Impact reduction through long-term intervention in recreational runners : midfoot strike pattern versus low-drop/low-heel height footwear. *European Journal of Applied Physiology*, 113(8) :2077–2090.
- [Giandolini et al., 2015] Giandolini, M., Pavailler, S., Samozino, P., Morin, J.-B., and Horvais, N. (2015). Foot strike pattern and impact continuous measurements during a trail running race : proof of concept in a world-class athlete. *Footwear Science*, pages 1–11.

- [Giandolini et al., 2014] Giandolini, M., Poupard, T., Gimenez, P., Horvais, N., Millet, G. Y., Morin, J.-B., and Samozino, P. (2014). A simple field method to identify foot strike pattern during running. *Journal of Biomechanics*, 47(7) :1588–1593.
- [Griffin, 1990] Griffin, M. J. (1990). *Handbook of human vibration*.
- [Griffin, 1997] Griffin, M. J. (1997). Measurement, evaluation, and assessment of occupational exposures to hand-transmitted vibration. *Occupational and environmental medicine*, 54(2) :73–89.
- [Guignard et al., 2015] Guignard, B., Ayad, O., Rouard, A., Chollet, D., and Seifert, L. (2015). Rhythms of upper-lower limbs in front crawl swimming in relation to environment and task constraints : an exploratory study. *16ème congrès de l'ACAPS - Nantes, 2015*, pages 672–673.
- [Harazin and Grzesik, 1998] Harazin, B. and Grzesik, J. (1998). The Transmission of Vertical Whole-Body Vibration To the Body Segments of Standing Subjects. *Journal of Sound and Vibration*, 215(4) :775–787.
- [Henry and Farmer, 1949] Henry, F. M. and Farmer, D. S. (1949). Condition ratings and endurance measures. *The Research Quarterly*, 20 :126–133.
- [Hill et al., 1924] Hill, A. V., Long, C. N. H., and H., L. (1924). Muscular Exercise, Lactic Acid, and the Supply and Utilisation of Oxygen. *Proceedings of the Royal Society of London*, 97(681) :84–138.
- [Horvais and Giandolini, 2013] Horvais, N. and Giandolini, M. (2013). Foot strike pattern during downhill trail running. *Footwear Science*, 5(sup1) :S26–S27.
- [ISO-2631, 1997] ISO-2631 (1997). Mechanical vibration and shock - Evaluation of human exposure to whole-body vibration.
- [ISO-5349, 2002] ISO-5349 (2002). Mechanical vibration - Measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration.
- [ISO-8041, 2005] ISO-8041 (2005). Human response to vibration - Measuring instrumentation.
- [Keller, 1973] Keller, J. B. (1973). A theory of competitive running. *Physics Today*, 26(9) :43–47.
- [Kennelly, 1906] Kennelly, A. E. (1906). An approximate law of fatigue in the speeds of racing animals. *Proceedings of the American Academy of Arts and Sciences*, 42(15) :275–321.
- [Kim and Oh, 2001] Kim, J.-H. and Oh, J.-H. (2001). Development of an above knee prosthesis using MR damper and leg simulator. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 4 :3686–3691.

- [Kronisch and Pfeiffer, 2002] Kronisch, R. L. and Pfeiffer, R. P. (2002). Mountain Biking Injuries. *Sports Medicine*, 32(8) :523–537.
- [Kucharová et al., 2007] Kucharová, M., Doubal, S., Klemra, P., Rejchrt, P., and Navrátil, M. (2007). Viscoelasticity of biological materials - Measurement and practical impact on biomedicine. *Physiological Research*, 56(SUPPL. 1) :33–37.
- [Lai et al., 2011] Lai, D. T., Hetchl, M., Wei, X., Ball, K., and Mclaughlin, P. (2011). On the difference in swing arm kinematics between low handicap golfers and non-golfers using wireless inertial sensors. *Procedia Engineering*, 13 :219–225.
- [Lauzier, 2015] Lauzier, M. (2015). *Conception et validation de plateformes de communication autour de corps humain, à l'échelle de l'individu et du groupe*. PhD thesis, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon.
- [Leboeuf et al., 2006] Leboeuf, F., Achard de Leluardière, F., Lacouture, P., Duboy, J., Lelplanquais, F., and Junqua, A. (2006). Étude biomécanique de la course à pied. *EMC (Elsevier SAS, Paris)*, (Podologie - 27-140-A-52).
- [Lee et al., 2010a] Lee, J. B., Mellifont, R. B., and Burkett, B. J. (2010a). The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(2) :270–273.
- [Lee et al., 2010b] Lee, J. B., Sutter, K. J., Askew, C. D., and Burkett, B. J. (2010b). Identifying symmetry in running gait using a single inertial sensor. *Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia*, 13(5) :559–63.
- [Li et al., 2009] Li, Q., Stankovic, J. A., Hanson, M. A., Barth, A. T., and Lach, J. (2009). Accurate, fast fall detection using gyroscopes and accelerometer-derived posture information. *Body Sensor Network*, pages 140–145.
- [Lieberman et al., 2010] Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. a., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'eni, R. O., and Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280) :531–5.
- [Liu et al., 2009] Liu, K., Liu, T., Shibata, K., Inoue, Y., and Zheng, R. (2009). Novel approach to ambulatory assessment of human segmental orientation on a wearable sensor system. *Journal of biomechanics*, 42(16) :2747–52.
- [Mansfield, 2005] Mansfield, N. (2005). *Human responses to vibration*. CRC Press, Boca Raton.
- [Marey, 1873] Marey, E.-J. (1873). *De la locomotion terrestre chez les bipèdes et les quadrupèdes*. Martinet edition.
- [Marey, 1894] Marey, E.-J. (1894). *Le mouvement*. Masson edition.

- [Martin, 2013] Martin, C. (2013). *Analyse biomécanique du service au tennis : lien avec la performance et les pathologies du membre supérieur*. PhD thesis, Université de Rennes II.
- [Martin et al., 2016] Martin, P., Cheze, L., Pourcelot, P., Desquilbet, L., Duray, L., and Chateau, H. (2016). Effect of the rider position during rising trot on the horse's biomechanics (back and trunk kinematics and pressure under the saddle). *Journal of Biomechanics*, pages 1–7.
- [Mayagoitia et al., 2002] Mayagoitia, R. E., Nene, A. V., and Veltink, P. H. (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics : an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of biomechanics*, 35(4) :537–42.
- [McMahon and Cheng, 1990] McMahon, T. A. and Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running : How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23(1) :65–78.
- [Meardon et al., 2011] Meardon, S. A., Hamill, J., and Derrick, T. R. (2011). Running injury and stride time variability over a prolonged run. *Gait and Posture*, 33(1) :36–40.
- [Mirbod et al., 1997] Mirbod, S. M., Yoshida, H., Jamali, M., Masamura, K., Inaba, R., and Iwata, H. (1997). Assessment of hand-arm vibration exposure among traffic police motorcyclists. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 70(1) :22–28.
- [Mizrahi and Daily, 2012] Mizrahi, J. and Daily, D. (2012). Modeling the foot-strike event in running fatigue via mechanical impedances. In *Injury and Skeletal Biomechanics*, pages 153–170.
- [Mizrahi et al., 2000] Mizrahi, J., Verbitsky, O., Isakov, E., and Daily, D. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Human Movement Science*, 19 :139–151.
- [Mizrahi et al., 1997] Mizrahi, J., Voloshin, A., Russek, D., Verbitsky, O., and Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic and Applied Myology*, 7(2) :111–118.
- [Monod et al., 2007] Monod, H., Flandrois, R., and Vandewalle, H. (2007). *Physiologie du sport*.
- [Morin et al., 2005] Morin, J. B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., and Belli, A. (2005). A simple method for measuring stiffness during running. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(2) :167–180.
- [Morin et al., 2006] Morin, J. B., Jeannin, T., Chevallier, B., and Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running : Correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine*, 27(2) :158–165.
- [Morton et al., 1990] Morton, R. H., Fitz-Clarke, J. R., and Banister, E. W. (1990). Modeling human performance in running. *Journal of applied physiology*, 69(3) :1171–1177.

- [Munera, 2014] Munera, M. (2014). *Analyse vibro-biomécanique et dynamique en sport/santé. Cas du cyclisme*. PhD thesis, Université de Reims Champagne-Ardenne.
- [Munera et al., 2014] Munera, M., Chimentin, X., Duc, S., and Bertucci, W. (2014). Transmission of whole-body vibration to lower limb during dynamic squat exercise. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17(1) :148–149.
- [Munera et al., 2015] Munera, M., Duc, S., Bertucci, W., and Chimentin, X. (2015). Physiological and dynamic response to vibration in cycling : A feasibility study. *Mechanics & Industry*, 16(5) :503.
- [Nicol et al., 1991a] Nicol, C., Komi, P. V., and Marconnet, P. (1991a). Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance (I). *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 1(1) :10–17.
- [Nicol et al., 1991b] Nicol, C., Komi, P. V., and Marconnet, P. (1991b). Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance (II). *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 1(1) :18–24.
- [Nigg, 1986] Nigg, B. M. (1986). *Biomechanics of Running Shoes*. Nigg edition.
- [Nikooyan and Zadpoor, 2012] Nikooyan, A. A. and Zadpoor, A. A. (2012). Effects of Muscle Fatigue on the Ground Reaction Force and Soft Tissue Vibrations during Running : A Model Study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (c) :797–804.
- [Noakes, 2000] Noakes, T. D. (2000). Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 10(3) :123–145.
- [Noakes, 2004] Noakes, T. D. (2004). Linear relationship between the perception of effort and the duration of constant load exercise that remains. *Journal of Applied Physiology*, 96(4) :1571–1573.
- [Nokes et al., 1984] Nokes, L., Fairclough, J., Mintowt-Czyz, W., Mackie, I., and Williams, J. (1984). Vibration analysis of human tibia : The effect of soft tissue on the output from skin-mounted accelerometers. *Journal of Biomedical Engineering*, 6(3) :223–226.
- [Novacheck, 1998] Novacheck, T. (1998). Review paper : The biomechanics of running. *Gait and Posture*, 7 :77–95.
- [Ohgi, 2006] Ohgi, Y. (2006). MEMS sensor application for the motion analysis in sports science. In *ABCMS Symposium Series in Mechatronics*, volume 2, pages 501–508.
- [Paavolainen et al., 1999] Paavolainen, L., Nummela, A., Rusko, H., and Häkkinen, K. (1999). Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. *International Journal of Sports Medicine*, 20(8) :516–521.

- [Paddan and Griffin, 2002] Paddan, G. and Griffin, M. (2002). Evaluation of Whole-Body Vibration in vehicles. *Journal of Sound and Vibration*, 253(1) :195–213.
- [Pappas et al., 2014] Pappas, P., Paradisis, G., Tsolakis, C., Smirniotou, A., and Morin, J. B. (2014). Reliabilities of leg and vertical stiffness during treadmill running. *Sports Biomechanics*, 13(4) :391–399.
- [Parmantier, 2009] Parmantier, Y. (2009). Capteurs - Définitions , principes de détection. *Techniques de l'Ingénieur*.
- [Paschold and Mayton, 2011] Paschold, H. W. and Mayton, A. G. (2011). Whole-Body Vibration. *Professional Safety*, (April) :30–35.
- [Patterson et al., 2011] Patterson, M., McGrath, D., and Caulfield, B. (2011). Using a tri-axial accelerometer to detect technique breakdown due to fatigue in distance runners : A preliminary perspective. *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 6511–6514.
- [Péronnet and Thibault, 1989] Péronnet, F. and Thibault, G. (1989). Mathematical analysis of running performance and world running records. *Journal of applied physiology*, 67(1) :453–465.
- [Pfister et al., 2014] Pfister, A., West, A. M., Bronner, S., and Noah, J. A. (2014). Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *Journal of medical engineering & technology*, 38(5) :274–80.
- [Purcell et al., 2005] Purcell, B., Channells, J., James, D., and Barrett, R. (2005). Use of accelerometers for detecting foot-ground contact time during running. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering*.
- [Rakheja et al., 2010] Rakheja, S., Dong, R., Patra, S., Boileau, P.-É., Marcotte, P., and Warren, C. (2010). Biodynamics of the human body under whole-body vibration : Synthesis of the reported data. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40(6) :710–732.
- [Requa et al., 1993] Requa, R. K., DeAvilla, L. N., and Garrick, J. G. (1993). Injuries in recreational adult fitness activities. *American Journal of Sports Medicine*, 21(3) :461–467.
- [Rittweger et al., 2002] Rittweger, J., Ehrig, J., Just, K., Mutschelknauss, M., Kirsch, K. A., and Felsenberg, D. (2002). Oxygen Uptake in Whole-Body Vibration Exercise : Influence of Vibration Frequency , Amplitude , and External Load. 0049(30) :428–432.
- [Roberts, 1981] Roberts, F. (1981). A Vibration Injury : Dupuytren's Contracture. *Journal of Society of Occupational Medicine*, 31 :148–150.
- [Roberts et al., 2005] Roberts, J. R., Jones, R., Mansfield, N. J., and Rothberg, S. J. (2005). Evaluation of vibrotactile sensations in the 'feel' of a golf shot. *Journal of Sound and Vibration*, 285(1-2) :303–319.

- [Roetenberg et al., 2009] Roetenberg, D., Luinge, H., and Slycke, P. (2009). Xsens MVN : Full 6DOF human motion tracking using miniature inertial sensors. Technical report, Xsens.
- [Roetenberg et al., 2007] Roetenberg, D., Slycke, P. J., and Veltink, P. H. (2007). Ambulatory position and orientation tracking fusing magnetic and inertial sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(5) :883–90.
- [Rogowski et al., 2015] Rogowski, I., Creveaux, T., Triquigneaux, S., Macé, P., Gauthier, F., and Sevrez, V. (2015). Tennis Racket Vibrations and Shock Transmission to the Wrist during Forehand Drive. *PLOS ONE*, 10(7) :1–10.
- [Ruck et al., 2010] Ruck, J., Chabot, G., and Rauch, F. (2010). Vibration treatment in cerebral palsy : A randomized controlled pilot study. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 10(1) :77–83.
- [Samuelson et al., 1989] Samuelson, B., Jorfeldt, L., and Ahlborg, B. (1989). Influence of vibration on work performance during ergometer cycling. *Upsala journal of medical sciences*, 94(1) :73–9.
- [Seidel and Heide, 1986] Seidel, H. and Heide, R. (1986). Long-term effects of whole-body vibration : a critical survey of the literature. *Int Arch Occup Environ Health*, 58(1) :1–26.
- [Shorten and Winslow, 1992] Shorten, M. R. and Winslow, D. S. (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *Journal of Biomechanics*, 8 :288–304.
- [Siegel et al., 2004] Siegel, K. L., Hicks, J. E., Koziol, D. E., Gerber, L. H., and Rider, L. G. (2004). Walking ability and its relationship to lower-extremity muscle strength in children with idiopathic inflammatory myopathies. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(5) :767–771.
- [Slyper and Hodgins, 2008] Slyper, R. and Hodgins, J. K. (2008). Action capture with accelerometers. *Eurographics/ ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation*.
- [Stein et al., 2011] Stein, G. J., Chmúrny, R., and Rosík, V. (2011). Compact vibrationmeasuring system for in-vehicle applications. *Measurement Science Review*, 11(5) :154–159.
- [Stellman, 2000] Stellman, J. M. (2000). *Encyclopédie de sécurité et de santé au travail*. Bureau International du Travail, Genève.
- [Stirling et al., 2012] Stirling, L. M., Von Tscherner, V., Fletcher, J. R., and Nigg, B. M. (2012). Quantification of the manifestations of fatigue during treadmill running. *European Journal of Sport Science*, 12(5) :418–424.
- [Strohrmann et al., 2012a] Strohrmann, C., Harms, H., Kappeler-Setz, C., and Troster, G. (2012a). Monitoring kinematic changes with fatigue in running using body-worn sensors. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 16(5) :983–990.

- [Strohrmann et al., 2012b] Strohrmann, C., Rossi, M., Arnrich, B., and Troster, G. (2012b). A Data-Driven Approach to Kinematic Analysis in Running Using Wearable Technology. In *2012 Ninth International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, pages 118–123. IEEE.
- [Tarabini et al., 2015] Tarabini, M., Saggin, B., and Scaccabarozzi, D. (2015). Whole-body vibration exposure in sport : four relevant cases. *Ergonomics*, 58(7) :1143–1150.
- [Tarabini et al., 2012] Tarabini, M., Saggin, B., Scaccabarozzi, D., and Moschioni, G. (2012). The potential of micro-electro-mechanical accelerometers in human vibration measurements. *Journal of Sound and Vibration*, 331(2) :487–499.
- [Tong and Granat, 1999] Tong, K. and Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical engineering & physics*, 21(2) :87–94.
- [Tornvall, 1963] Tornvall, G. (1963). Assessment of physical capabilities. *Acta Physiologica Scandinavica*, 58 :5.
- [Tulchin et al., 2010] Tulchin, K., Orendurff, M., and Karol, L. (2010). A comparison of multi-segment foot kinematics during level overground and treadmill walking. *Gait and Posture*, 31(1) :104–108.
- [Voloshin et al., 1998] Voloshin, A. S., Mizrahi, J., Verbitsky, O., and Isakov, E. (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system - effect of fatigue. *Clinical Biomechanics*, 13(7) :515–520.
- [Wasserman, 2004] Wasserman, L. (2004). *All of Statistics. A Concise Course in Statistical Inference*.
- [Weinberg, 2011] Weinberg, H. (2011). Utiliser un accéléromètre pour détecter une inclinaison. *Electroniques*, pages 62–69.
- [Winter, 1990] Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York, John Wiley edition.
- [Wixted et al., 2005] Wixted, A., Thiel, D., James, D., Hahn, A., Gore, C., and Pyne, D. (2005). Signal processing for estimating energy expenditure of elite athletes using triaxial accelerometers. *Proceedings of IEEE Sensors*, 2005 :798–801.
- [Yekutieli et al., 1991] Yekutieli, M. P., Pinhasov, A., Shahar, G., and Sroka, H. (1991). A clinical trial of the re-education of movement in patients with Parkinson’s disease. *Clinical Rehabilitation*, 5(3) :207–214.
- [Zajac and Gordon, 1989] Zajac, F. and Gordon, M. (1989). Determining muscle’s force and action in multi-articular movement. *Exercise & Sport Sciences Reviews*, 17 :187–230.

Annexe A

Rappels statistiques

A.1 Valeur de p

Dans un test statistique, dans le cas où une hypothèse dite "hypothèse nulle" (H_0) est vraie, la valeur de p représente la probabilité d'obtenir le même résultat que celui observé. Le processus statistique consiste à comparer cette valeur de p à un seuil. Les seuils décrits dans la Table A.1 sont généralement pris comme référence ([Wasserman, 2004]). En général le seuil est fixé à 5% (et défini ainsi dans ces travaux de thèse). Si la valeur de p est inférieure à ce seuil, on considère l'hypothèse nulle rejetée.

TABLE A.1 – Seuils de la valeur de p

Valeur de p	Évidence
$p \leq 0,01$	très forte présomption contre H_0
$0,01 < p \leq 0,05$	forte présomption contre H_0
$0,05 < p \leq 0,1$	faible présomption contre H_0
$p > 0,1$	pas de présomption contre H_0

A.2 Test de Friedman

Dans un test de Friedman, l'hypothèse nulle se traduit de la manière suivante : les échantillons (ou variables) X et Y proviennent de la même famille. Dans le cas où $p \leq 0,05$, on rejette l'hypothèse nulle et cela signifie que les échantillons présentent une différence. Ce test peut être utilisé pour montrer que le traitement affecté à une variable initiale X donnant lieu à une variable finale Y montre un effet qui permet de différencier les deux variables.

A.3 Test de Bravais-Pearson

Dans un test de Bravais-Pearson, l'hypothèse nulle se traduit de la manière suivante : les variables X et Y ne présentent aucune corrélation. Dans le cas où $p \leq 0,05$, on rejette l'hypothèse nulle et cela signifie que les variables X et Y présentent une corrélation linéaire. La mesure de la corrélation entre les deux variables se fait alors par le calcul du coefficient de corrélation linéaire r qui prend ses valeurs entre -1 et 1 . La corrélation est considérée forte si la valeur de r s'approche de -1 ou de 1 .

A.4 Test de Fischer

Dans un test de Fischer, l'hypothèse nulle se traduit de la manière suivante : les variables X et Y présentent une homogénéité des variances. Dans le cas où $p \leq 0,05$, on rejette l'hypothèse nulle et cela signifie que les variables X et Y présentent une différence dans leurs variances. Le test de Fischer permet de s'intéresser au degré de significativité d'une variable X par rapport à une variable Y .

A.5 Test de Shapiro-Wilk

Dans le test de Shapiro-Wilk, l'hypothèse nulle se traduit de la manière suivante : les valeurs d'une variable X sont distribuées suivant la loi Normale ($\mathcal{N}(m, \sigma^2)$) de moyenne m et de variance égale au carré de l'écart-type σ . Dans le cas où $p \leq 0,05$, on rejette l'hypothèse nulle et cela signifie que les valeurs de la variable X ne sont pas distribuées suivant une loi Normale.

Annexe B

Détails mathématiques des 24 indicateurs

B.1 Indicateurs temporels déterminés sur le signal complet

Pour toute variable discrète X composée de N points ($X = \{x_1; x_2; x_3; \dots; x_n; \dots; x_N\}$) à laquelle est associée une variable de temps $T = \{t_1; t_2; t_3; \dots; t_n; \dots; t_N\}$ avec $X = f(T)$, on calcule les indicateurs suivants :

La valeur efficace (RMS) caractéristique de la quantité d'une variable continue (Équation B.1).

$$RMS(X) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2} \quad (\text{B.1})$$

Le kurtosis (Kur) représentant une mesure de l'aplatissement de la distribution d'une variable ou E représente l'espérance mathématique (Équation B.2).

$$Kur(X) = \frac{E[(X - E(X))^4]}{[E[(X - E(X))^2]]^2} \quad (\text{B.2})$$

Le maximum (Max) représentant la plus haute valeur du signal (Équation B.3).

$$\forall n \in [1; N] \exists M \in [1; N] : Max(X) = x_M \geq x_n \quad (\text{B.3})$$

Le minimum (Min) représentant la plus basse valeur du signal (Équation B.4).

$$\forall n \in [1; N] \exists m \in [1; N] : Min(X) = x_m \leq x_n \quad (\text{B.4})$$

Le temps passé au delà d'une valeur de $3g$ (t_{3g}) (Équation B.5).

$$\forall I = [i; j] \subset [1; N], \forall l \in I : x_l \leq -3g \vee x_l \geq +3g$$

$$t_{3g}(X) = \sum^I t_j - t_i \quad (\text{B.5})$$

La transmissibilité entre le tibia et le pied ($T_{t/p}$), ou entre les lombaires et le pied ($T_{l/p}$) représente l'atténuation ou l'amplification des vibrations dans le système composé par les membres inférieurs (Équation B.6).

$$z = l \vee z = t$$

$$T_{z/p}(X) = \frac{RMS_z(A_T)}{RMS_p(A_T)} \quad (\text{B.6})$$

La valeur totale de vibration (a_v) représentative de la quantité de vibration imposée par le système (Équation B.7) et détaillée dans le chapitre 1 en section 1.3.3.

$$a_v = \sqrt{k_x^2 \cdot a_{wx}^2 + k_y^2 \cdot a_{wy}^2 + k_z^2 \cdot a_{wz}^2} \quad (\text{B.7})$$

B.2 Indicateur fréquentiel déterminé sur le spectre du signal complet

Pour toute variable discrète X composée de N points associée à la variable temporelle T tel que $X = f(T)$ on peut déterminer son spectre à l'aide d'une transformation de Fourier rapide (FFT, de l'anglais Fast Fourier Transformation) représenté par une variable discrète Y composée de N points ($Y = \{y_1; y_2; y_3; \dots; y_n; \dots; y_N\}$) à laquelle est associée une variable de fréquence $F = \{f_1; f_2; f_3; \dots; f_n; \dots; f_N\}$ avec $Y = f(F)$. On calcule l'indicateur suivant : l'énergie totale (ET) caractéristique d'un spectre fini calculé comme la somme du spectre au carré sur la bande de fréquence représentative.

$$ET(Y) = \sum_{n=1}^N y_n^2 \quad (\text{B.8})$$

B.3 Indicateurs temporels moyens déterminés sur les signaux de foulées

Chaque signal $X = f(T)$ est décomposé en S signaux $X_s = f(T_s)$, où S représente le nombre de foulées composant X . Chaque variable discrète $X_s = \{x_1^s; x_2^s; x_3^s; \dots; x_{n_s}^s; \dots; x_{N_s}^s\}$, composée de N_s points, est associée à une variable temporelle $T_s = \{t_1^s; t_2^s; t_3^s; \dots; t_{n_s}^s; \dots; t_{N_s}^s\}$. Ainsi pour toute variable discrète $X_s = f(T_s)$ il existe quatre événements particuliers : d'un point de vue mécanique : l'instant où le pied du coureur entre en contact avec le sol t_{Cm}^s et l'instant où le pied du coureur décolle du sol t_{Dm}^s ; et des événements similaires pour un point de vue physiologique : t_{Cp}^s et t_{Dp}^s (Figure B.1). Ces différents événements sont présentés dans le chapitre 2, section 2.2.3.

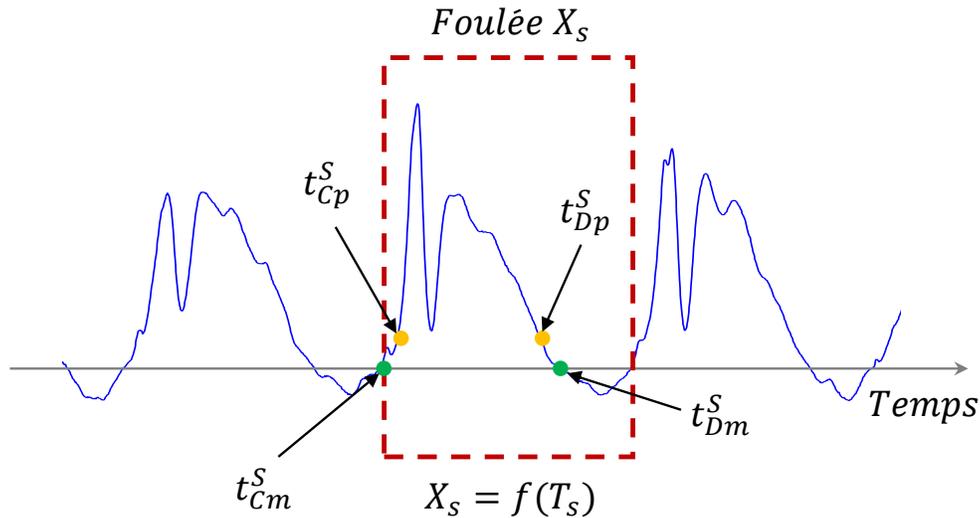


FIGURE B.1 – Décomposition des signaux de foulées $X_s = f(T_s)$.

Pour toute variable discrète $X_s = f(T_s)$ composée de N_s points, on calcule les indicateurs suivants. Le temps moyen de foulée (tmf) (Équation B.9).

$$tmf = \frac{1}{S} \sum_{i=1}^S (t_{N_s}^s - t_1^s) \quad (\text{B.9})$$

La fréquence moyenne de foulée (fmf) (Équation B.10).

$$fmf = \frac{1}{tmf} \quad (\text{B.10})$$

Le nombre de foulées (nf) composant le signal $X = f(T)$ (Équation B.11).

$$nf = \frac{t_N - t_1}{tmf} \quad (\text{B.11})$$

Le temps moyen d'appui d'un point de vue mécanique (t_{am}) (Équation B.12).

$$t_{am} = \frac{1}{S} \sum_{i=1}^S (t_{Dm}^s - t_{Cm}^s) \quad (\text{B.12})$$

Le temps moyen de suspension d'un point de vue mécanique (t_{sm}) (Équation B.13).

$$t_{sm} = \frac{1}{S} \sum_{i=1}^S (t_{Cm}^{s+1} - t_{Dm}^s) \quad (\text{B.13})$$

Le temps moyen d'appui d'un point de vue physiologique (t_{ap}) (Équation B.14).

$$t_{ap} = \frac{1}{S} \sum_{i=1}^S (t_{Dp}^s - t_{Cp}^s) \quad (\text{B.14})$$

Le temps moyen de suspension d'un point de vue physiologique (t_{sp}) (Équation B.15).

$$t_{sp} = \frac{1}{S} \sum_{i=1}^S (t_{Cp}^{s+1} - t_{Dp}^s) \quad (\text{B.15})$$

La raideur verticale des membres inférieurs basée sur les événements mécaniques (K_m^{vert}) et physiologiques (K_p^{vert}) déterminés sur la base d'un modèle masse-ressort uni axial détaillé dans le chapitre 2 section 2.3.2 (Équation B.16).

$$K_{m/p}^{vert} = \frac{F_{max}}{\Delta x} \quad (\text{B.16})$$

Avec F_{max} la force verticale maximale appliquée au système et détaillée par l'équation B.17, et Δx le déplacement vertical maximal du ressort détaillé dans l'équation B.18. Avec m la masse du coureur, g l'accélération de la pesanteur, t_A la durée d'appui (égale à t_{am} pour K_m^{vert} et t_{ap} pour K_p^{vert}) et t_S la durée de suspension (égale à t_{sm} pour K_m^{vert} et t_{sp} pour K_p^{vert})

$$F_{max} = m \cdot g \cdot \frac{\pi}{2} \cdot \left(\frac{t_S}{t_A} + 1 \right) \quad (\text{B.17})$$

$$\Delta x = \frac{-F_{max}}{m} \cdot \frac{t_A^2}{\pi^2} + g \frac{t_A^2}{8} \quad (\text{B.18})$$

La raideur de la jambe basée sur les événements mécanique (K_m^{jamb}) et physiologique (K_p^{jamb}) déterminés sur la base d'un modèle masse-ressort bi-axial détaillé dans le chapitre 2 section 2.3.3 (Équation B.19).

$$K_{m/p}^{jamb} = \frac{F_{max}}{\Delta l} \quad (\text{B.19})$$

Avec F_{max} la force maximale appliquée au système et détaillée par l'équation B.17, et Δl (fonction de Δx , équation B.18) le déplacement maximal du ressort détaillé dans l'équation B.20. Avec m la masse du coureur, g l'accélération de la pesanteur, t_A la durée d'appui (égale à t_{am} pour K_m^{jamb} et t_{ap} pour K_p^{jamb}), t_S la durée de suspension (égale à t_{sm} pour K_m^{jamb} et t_{sp} pour K_p^{jamb}), V_c la vitesse moyenne de course et L la longueur de la jambe du coureur.

$$\Delta l = L - \sqrt{L^2 - (V_c \cdot \frac{t_A}{2})^2} + \Delta x \quad (\text{B.20})$$

B.4 Indicateurs fréquentiels moyens déterminés sur le spectre des signaux de foulées

Pour toute variable discrète X_s composée de N_s points associée à la variable temporelle T_s tel que $X_s = f(T_s)$ on peut, après découpe, déterminer les spectres associés aux divers événements de la foulée à l'aide d'une transformation de Fourier rapide (FFT, de l'anglais Fast Fourier Transformation). Ces spectres sont représentés par des variables discrètes composées de N_s points, ou $Y_s^{am} = \{y_1^{s-am}; y_2^{s-am}; y_3^{s-am}; \dots; y_{n_s}^{s-am}; \dots; y_{N_s}^{s-am}\}$ représente le spectre de la phase d'appui du coureur d'un point de vue mécanique de la foulée s , les préfixes ap , sm et sp seront donc associés respectivement à l'appui physiologique, à la suspension mécanique et à la suspension physiologique. Les variables discrètes Y_s sont associées à des variables de fréquence $F_s = \{f_1^s; f_2^s; f_3^s; \dots; f_{n_s}^s; \dots; f_{N_s}^s\}$ avec $Y_s = f(F_s)$. Pour toute variable discrète $Y_s = f(F_s)$ composée de N_s points, on calcule les quatre indicateurs d'énergie.

L'énergie moyenne de la phase d'appui déterminée d'un point de vue mécanique (E_{am}) (Équation B.21).

$$\forall Y_s^{am} = \{y_1^{s-am}; y_2^{s-am}; y_3^{s-am}; \dots; y_{n_s}^{s-am}; \dots; y_{N_s}^{s-am}\}$$

$$E_{am} = \frac{1}{S} \sum_{s=1}^S \left(\sum_{n=1}^{N_s} (y_n^{s-am})^2 \right) \quad (\text{B.21})$$

L'énergie moyenne de la phase de suspension déterminée d'un point de vue mécanique (E_{sm}) (Équation B.22).

$$\forall Y_s^{sm} = \{y_1^{s-sm}; y_2^{s-sm}; y_3^{s-sm}; \dots; y_{n_s}^{s-sm}; \dots; y_{N_s}^{s-sm}\}$$

$$E_{sm} = \frac{1}{S} \sum_{s=1}^S \left(\sum_{n=1}^{N_s} (y_n^{s-sm})^2 \right) \quad (\text{B.22})$$

L'énergie moyenne de la phase d'appui déterminée d'un point de vue physiologique (E_{ap}) (Équation B.23).

$$\forall Y_s^{ap} = \{y_1^{s-ap}; y_2^{s-ap}; y_3^{s-ap}; \dots; y_{n_s}^{s-ap}; \dots; y_{N_s}^{s-ap}\}$$

$$E_{ap} = \frac{1}{S} \sum_{s=1}^S \left(\sum_{n=1}^{N_s} (y_n^{s-ap})^2 \right) \quad (\text{B.23})$$

L'énergie moyenne de la phase de suspension déterminée d'un point de vue physiologique (E_{sp}) (Équation B.24).

$$\forall Y_s^{sp} = \{y_1^{s-sp}; y_2^{s-sp}; y_3^{s-sp}; \dots; y_{n_s}^{s-sp}; \dots; y_{N_s}^{s-sp}\}$$

$$E_{sp} = \frac{1}{S} \sum_{s=1}^S \left(\sum_{n=1}^{N_s} (y_n^{s-sp})^2 \right) \quad (\text{B.24})$$

La fréquence médiane de la phase d'appui déterminée d'un point de vue physiologique (f_{ap}^{med}) représentant la fréquence divisant le spectre en deux parties d'énergie égale (Équation B.25) et suivant les préconisations de traitement du signal décrites par Giandolini et al. [Giandolini et al., 2015], la fréquence médiane s'applique à la plage $[2 - 50Hz]$.

$$\forall Y_s^{ap} = \{y_1^{s-ap}; y_2^{s-ap}; y_3^{s-ap}; \dots; y_{n_s}^{s-ap}; \dots; y_{N_s}^{s-ap}\}$$

$$\forall F_s^{ap} = \{f_1^{s-ap}; f_2^{s-ap}; f_3^{s-ap}; \dots; f_{n_s}^{s-ap}; \dots; f_{N_s}^{s-ap}\}$$

$$\exists k \in [1; N] : f_k^{s-ap} = 2Hz$$

$$\exists l \in [1; N] : f_l^{s-ap} = 50Hz$$

$$\exists m \in [k; l] : \sum_{n=k}^m (y_n^{s-ap})^2 = \sum_{n=k}^l (y_n^{s-ap})^2$$

$$f_{ap}^{med} = \frac{1}{S} \sum_{s=1}^S (f_m^{s-ap}) \quad (\text{B.25})$$

Annexe C

Résultats de l'étude : Validité d'indicateurs et influence du paramétrage de la course.

C.1 Résultats test de répétabilité

Dans cette section sont résumés les résultats de l'étude de répétabilité présentée dans le Chapitre 4. Les résultats des 24 indicateurs sont présentés dans les Tables C.1, C.2, C.3 et C.4.

C.2 Résultats test influence de la vitesse de course

Dans cette section sont résumés les résultats de l'étude de l'influence de la vitesse présentée dans le Chapitre 4. Les résultats des 23 indicateurs jugés répétables par l'étude de répétabilité sont présentés dans les Tables C.5 et C.6.

TABLE C.1 – Résultats du test de répétabilité des indicateurs *RMS*, *Kur* et *Max*. Les résultats sont présentés pour chaque indicateur sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)].

Indicateur	Point	Axe	Résultats Intra-test	Résultats Inter-test
<i>RMS</i> [m/s ²]	Lo	X	14, 79 \pm 0, 36(2, 5%)	15, 30 \pm 0, 13(0, 9%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Lo	Y	3, 38 \pm 0, 10(3, 1%)	3, 46 \pm 0, 13(3, 8%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Lo	Z	4, 56 \pm 0, 08(1, 8%)	4, 65 \pm 0, 06(1, 3%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Lo	T	15, 85 \pm 0, 35(2, 2%)	16, 36 \pm 0, 15(0, 9%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Ti	X	17, 03 \pm 0, 29(1, 7%)	16, 77 \pm 0, 14(0, 8%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Ti	Y	10, 47 \pm 0, 21(2, 0%)	10, 24 \pm 0, 12(1, 1%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Ti	Z	13, 35 \pm 0, 26(1, 9%)	13, 43 \pm 0, 13(1, 0%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Ti	T	24, 04 \pm 0, 22(0, 9%)	23, 80 \pm 0, 14(0, 6%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Pi	X	25, 36 \pm 0, 96(3, 8%)	23, 94 \pm 0, 31(1, 3%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Pi	Y	14, 25 \pm 1, 17(8, 2%)	17, 31 \pm 0, 63(3, 6%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Pi	Z	32, 42 \pm 0, 77(2, 4%)	31, 33 \pm 0, 44(1, 4%)
<i>RMS</i> [m/s ²]	Pi	T	43, 58 \pm 0, 85(1, 9%)	43, 06 \pm 0, 62(1, 4%)
<i>Kur</i>	Lo	X	1, 62 \pm 0, 18(10, 8%)	2, 12 \pm 0, 09(4, 2%)
<i>Kur</i>	Lo	Y	3, 53 \pm 0, 52(14, 7%)	3, 50 \pm 0, 18(5, 1%)
<i>Kur</i>	Lo	Z	6, 16 \pm 0, 52(8, 5%)	6, 38 \pm 0, 40(6, 3%)
<i>Kur</i>	Lo	T	1, 77 \pm 0, 27(15, 0%)	2, 49 \pm 0, 17(6, 7%)
<i>Kur</i>	Ti	X	2, 48 \pm 0, 23(9, 2%)	2, 72 \pm 0, 26(9, 5%)
<i>Kur</i>	Ti	Y	3, 08 \pm 0, 17(5, 6%)	3, 26 \pm 0, 22(6, 6%)
<i>Kur</i>	Ti	Z	2, 45 \pm 0, 08(3, 4%)	2, 54 \pm 0, 07(2, 7%)
<i>Kur</i>	Ti	T	3, 08 \pm 0, 50(16, 4%)	4, 50 \pm 0, 88(19, 5%)
<i>Kur</i>	Pi	X	7, 50 \pm 0, 74(9, 9%)	8, 02 \pm 0, 43(5, 4%)
<i>Kur</i>	Pi	Y	19, 31 \pm 3, 12(16, 1%)	33, 22 \pm 4, 05(12, 2%)
<i>Kur</i>	Pi	Z	5, 01 \pm 0, 82(16, 4%)	6, 51 \pm 0, 61(9, 3%)
<i>Kur</i>	Pi	T	12, 06 \pm 2, 08(17, 3%)	20, 85 \pm 2, 03(9, 7%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Lo	X	37, 99 \pm 4, 30(11, 3%)	47, 59 \pm 3, 76(7, 9%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Lo	Y	11, 05 \pm 0, 78(7, 1%)	12, 28 \pm 0, 94(7, 6%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Lo	Z	6, 63 \pm 0, 88(13, 3%)	7, 24 \pm 0, 49(6, 8%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Lo	T	38, 17 \pm 4, 28(11, 2%)	47, 66 \pm 3, 76(7, 9%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Ti	X	54, 52 \pm 5, 54(10, 2%)	62, 69 \pm 5, 54(8, 8%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Ti	Y	38, 15 \pm 2, 76(7, 2%)	41, 46 \pm 3, 07(7, 4%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Ti	Z	34, 03 \pm 1, 64(4, 8%)	33, 66 \pm 0, 93(2, 8%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Ti	T	56, 92 \pm 4, 43(7, 8%)	66, 10 \pm 6, 20(9, 4%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Pi	X	84, 05 \pm 5, 87(7, 0%)	90, 09 \pm 7, 06(7, 8%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Pi	Y	72, 92 \pm 6, 37(8, 7%)	83, 75 \pm 14, 14(16, 9%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Pi	Z	125, 76 \pm 25, 53(20, 3%)	81, 62 \pm 9, 30(11, 4%)
<i>Max</i> [m/s ²]	Pi	T	236, 55 \pm 22, 38(9, 5%)	285, 68 \pm 14, 59(5, 1%)

TABLE C.2 – Résultats du test de répétabilité des indicateurs Min , t_{3g} , $T_{(l-t)/p}$, a_v et ET . Les résultats sont présentés pour chaque indicateur sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)]. Les valeurs "NaN" (Not a Number) se retrouvent lorsque l'indicateur prenait une valeur moyenne nulle.

Indicateur	Point	Axe	Résultats Intra-test	Résultats Inter-test
Min [m/s ²]	Lo	X	-6, 87 \pm 0, 94(13, 7%)	-6, 57 \pm 0, 66(10, 0%)
Min [m/s ²]	Lo	Y	-11, 80 \pm 1, 19(10, 1%)	-11, 69 \pm 0, 95(8, 2%)
Min [m/s ²]	Lo	Z	-21, 71 \pm 1, 65(7, 6%)	-22, 26 \pm 1, 39(6, 2%)
Min [m/s ²]	Lo	T	0, 19 \pm 0, 09(45, 5%)	0, 13 \pm 0, 06(42, 7%)
Min [m/s ²]	Ti	X	-31, 44 \pm 3, 44(10, 9%)	-27, 79 \pm 2, 37(8, 5%)
Min [m/s ²]	Ti	Y	-25, 73 \pm 2, 85(11, 1%)	-25, 67 \pm 2, 59(10, 1%)
Min [m/s ²]	Ti	Z	-26, 16 \pm 2, 73(10, 4%)	-29, 64 \pm 2, 28(7, 7%)
Min [m/s ²]	Ti	T	3, 22 \pm 0, 95(29, 5%)	4, 54 \pm 0, 42(9, 2%)
Min [m/s ²]	Pi	X	-159, 08 \pm 18, 15(11, 4%)	-162, 44 \pm 9, 37(5, 8%)
Min [m/s ²]	Pi	Y	-148, 57 \pm 18, 19(12, 2%)	-196, 91 \pm 10, 40(5, 3%)
Min [m/s ²]	Pi	Z	-163, 71 \pm 21, 88(13, 4%)	-163, 75 \pm 13, 04(8, 0%)
Min [m/s ²]	Pi	T	1, 76 \pm 0, 86(48, 7%)	2, 53 \pm 0, 92(36, 2%)
t_{3g} [s]	Lo	X	0, 49 \pm 0, 48(98, 0%)	1, 80 \pm 0, 17(9, 6%)
t_{3g} [s]	Lo	Y	0, 00 \pm 0, 00(NaN%)	0, 00 \pm 0, 00(NaN%)
t_{3g} [s]	Lo	Z	0, 00 \pm 0, 00(NaN%)	0, 00 \pm 0, 00(NaN%)
t_{3g} [s]	Lo	T	0, 54 \pm 0, 52(95, 0%)	1, 92 \pm 0, 18(9, 4%)
t_{3g} [s]	Ti	X	2, 66 \pm 0, 09(3, 3%)	2, 55 \pm 0, 08(3, 1%)
t_{3g} [s]	Ti	Y	0, 10 \pm 0, 04(44, 7%)	0, 13 \pm 0, 04(29, 7%)
t_{3g} [s]	Ti	Z	0, 12 \pm 0, 03(29, 5%)	0, 10 \pm 0, 03(27, 7%)
t_{3g} [s]	Ti	T	6, 00 \pm 0, 14(2, 4%)	5, 44 \pm 0, 28(5, 2%)
t_{3g} [s]	Pi	X	5, 70 \pm 0, 54(9, 5%)	4, 45 \pm 0, 28(6, 2%)
t_{3g} [s]	Pi	Y	0, 87 \pm 0, 19(21, 4%)	1, 09 \pm 0, 06(5, 9%)
t_{3g} [s]	Pi	Z	9, 86 \pm 0, 20(2, 0%)	9, 38 \pm 0, 16(1, 7%)
t_{3g} [s]	Pi	T	16, 65 \pm 0, 29(1, 8%)	15, 95 \pm 0, 26(1, 6%)
$T_{t/p}$ [%]	Lo	T	36, 38 \pm 1, 37(3, 8%)	38, 00 \pm 0, 49(1, 3%)
$T_{l/p}$ [%]	Ti	T	55, 18 \pm 0, 97(1, 8%)	55, 28 \pm 0, 74(1, 3%)
a_v [m/s ²]	Pi	T	22, 14 \pm 0, 63(2, 9%)	21, 10 \pm 0, 21(1, 0%)
ET [(m/s ²) ²]	Lo	X	930, 11 \pm 35, 14(3, 8%)	981, 23 \pm 15, 39(1, 6%)
ET [(m/s ²) ²]	Lo	Y	37, 74 \pm 2, 96(7, 8%)	39, 85 \pm 2, 71(6, 8%)
ET [(m/s ²) ²]	Lo	Z	72, 43 \pm 3, 45(4, 8%)	75, 06 \pm 2, 11(2, 8%)
ET [(m/s ²) ²]	Lo	T	1204, 50 \pm 55, 17(4, 6%)	1267, 83 \pm 24, 68(1, 9%)
ET [(m/s ²) ²]	Ti	X	1203, 35 \pm 37, 50(3, 1%)	1161, 06 \pm 15, 41(1, 3%)
ET [(m/s ²) ²]	Ti	Y	426, 35 \pm 22, 85(5, 4%)	423, 48 \pm 4, 39(1, 0%)
ET [(m/s ²) ²]	Ti	Z	696, 49 \pm 26, 42(3, 8%)	699, 14 \pm 17, 67(2, 5%)
ET [(m/s ²) ²]	Ti	T	3008, 31 \pm 51, 36(1, 7%)	2955, 27 \pm 35, 65(1, 2%)
ET [(m/s ²) ²]	Pi	X	2443, 76 \pm 210, 25(8, 6%)	2139, 64 \pm 48, 43(2, 3%)
ET [(m/s ²) ²]	Pi	Y	721, 68 \pm 144, 72(20, 1%)	1107, 47 \pm 113, 23(10, 2%)
ET [(m/s ²) ²]	Pi	Z	4511, 63 \pm 227, 11(5, 0%)	4274, 68 \pm 97, 00(2, 3%)
ET [(m/s ²) ²]	Pi	T	9019, 94 \pm 348, 39(3, 9%)	8785, 70 \pm 219, 28(2, 5%)

TABLE C.3 – Résultats du test de répétabilité des indicateurs tmf , fmf , nf , t_{am} , t_{sm} , t_{ap} , t_{sp} , K_m^{vert} , K_p^{vert} , K_m^{jamb} , K_p^{jamb} , f_{ap}^{med} et E_{am} . Les résultats sont présentés pour chaque indicateur sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)].

Indicateur	Point	Axe	Résultats Intra-test	Résultats Inter-test
tmf [s]	Lo	X	$0,38 \pm 0,00(0,4\%)$	$0,38 \pm 0,00(0,6\%)$
fmf [Hz]	Lo	X	$2,67 \pm 0,01(0,4\%)$	$2,66 \pm 0,01(0,6\%)$
nf	Lo	X	$53,22 \pm 0,19(0,4\%)$	$53,10 \pm 0,30(0,6\%)$
t_{am} [s]	Lo	X	$0,26 \pm 0,00(1,0\%)$	$0,26 \pm 0,00(0,5\%)$
t_{sm} [s]	Lo	X	$0,11 \pm 0,00(2,6\%)$	$0,12 \pm 0,00(1,9\%)$
t_{ap} [s]	Lo	X	$0,18 \pm 0,00(1,1\%)$	$0,18 \pm 0,00(1,1\%)$
t_{sp} [s]	Lo	X	$0,20 \pm 0,00(0,9\%)$	$0,20 \pm 0,00(0,8\%)$
K_m^{vert} [N/mm]	Lo	X	$24,43 \pm 0,23(1,0\%)$	$24,51 \pm 0,22(0,9\%)$
K_p^{vert} [N/mm]	Lo	X	$37,88 \pm 0,61(1,6\%)$	$37,29 \pm 0,68(1,8\%)$
K_m^{jamb} [N/mm]	Lo	X	$9,24 \pm 0,22(2,4\%)$	$9,41 \pm 0,11(1,2\%)$
K_p^{jamb} [N/mm]	Lo	X	$21,29 \pm 0,48(2,2\%)$	$20,83 \pm 0,49(2,3\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Lo	X	$5,21 \pm 0,00(0,0\%)$	$5,21 \pm 0,00(0,0\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Lo	Y	$5,82 \pm 0,79(13,5\%)$	$6,12 \pm 0,32(5,2\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Lo	Z	$5,43 \pm 0,32(5,8\%)$	$5,38 \pm 0,10(1,9\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Lo	T	$5,21 \pm 0,00(0,0\%)$	$5,21 \pm 0,00(0,0\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	X	$5,14 \pm 0,00(0,0\%)$	$5,14 \pm 0,00(0,0\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	Y	$5,80 \pm 0,94(16,3\%)$	$5,14 \pm 0,00(0,0\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	Z	$5,14 \pm 0,00(0,0\%)$	$5,14 \pm 0,00(0,0\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	T	$5,14 \pm 0,00(0,0\%)$	$5,14 \pm 0,00(0,0\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	X	$5,22 \pm 0,00(0,0\%)$	$5,22 \pm 0,00(0,0\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	Y	$11,74 \pm 6,13(52,2\%)$	$5,27 \pm 0,14(2,7\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	Z	$5,22 \pm 0,00(0,0\%)$	$5,22 \pm 0,00(0,0\%)$
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	T	$5,22 \pm 0,00(0,0\%)$	$5,22 \pm 0,00(0,0\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Lo	X	$1306,99 \pm 34,23(2,6\%)$	$1281,48 \pm 32,03(2,5\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Lo	Y	$31,20 \pm 3,66(11,7\%)$	$28,17 \pm 2,89(10,2\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Lo	Z	$27,49 \pm 2,86(10,4\%)$	$25,52 \pm 2,02(7,9\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Lo	T	$1419,97 \pm 33,25(2,3\%)$	$1384,10 \pm 34,90(2,5\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Ti	X	$2614,59 \pm 48,12(1,8\%)$	$2578,51 \pm 30,26(1,2\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Ti	Y	$245,97 \pm 29,28(11,9\%)$	$252,50 \pm 6,71(2,7\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Ti	Z	$474,71 \pm 31,97(6,7\%)$	$467,43 \pm 20,01(4,3\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Ti	T	$3837,75 \pm 114,98(3,0\%)$	$3796,43 \pm 71,76(1,9\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Pi	X	$736,53 \pm 68,74(9,3\%)$	$673,37 \pm 17,59(2,6\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Pi	Y	$130,12 \pm 41,47(31,9\%)$	$204,28 \pm 9,73(4,8\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Pi	Z	$950,90 \pm 165,35(17,4\%)$	$976,49 \pm 60,33(6,2\%)$
E_{am} [(m/s ²) ²]	Pi	T	$1953,41 \pm 166,75(8,5\%)$	$1978,34 \pm 89,43(4,5\%)$

TABLE C.4 – Résultats du test de répétabilité des indicateurs E_{sm} , E_{ap} et E_{sp} . Les résultats sont présentés pour chaque indicateur sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)].

Indicateur	Point	Axe	Résultats Intra-test	Résultats Inter-test
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Lo	X	2, 16 \pm 0, 73(33, 7%)	2, 49 \pm 0, 31(12, 4%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Lo	Y	0, 90 \pm 0, 30(33, 8%)	0, 92 \pm 0, 27(29, 2%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Lo	Z	0, 42 \pm 0, 32(76, 7%)	0, 35 \pm 0, 05(15, 2%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Lo	T	3, 67 \pm 0, 90(24, 5%)	3, 98 \pm 0, 59(14, 8%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Ti	X	342, 52 \pm 35, 54(10, 4%)	290, 17 \pm 11, 08(3, 8%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Ti	Y	382, 29 \pm 25, 54(6, 7%)	397, 38 \pm 9, 81(2, 5%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Ti	Z	672, 14 \pm 33, 73(5, 0%)	730, 63 \pm 33, 12(4, 5%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Ti	T	1699, 23 \pm 52, 75(3, 1%)	1699, 49 \pm 47, 78(2, 8%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Pi	X	2156, 46 \pm 242, 38(11, 2%)	1678, 75 \pm 67, 11(4, 0%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Pi	Y	491, 98 \pm 112, 13(22, 8%)	637, 35 \pm 24, 62(3, 9%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Pi	Z	2253, 68 \pm 286, 65(12, 7%)	2261, 11 \pm 86, 10(3, 8%)
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Pi	T	5684, 98 \pm 262, 95(4, 6%)	5303, 56 \pm 137, 59(2, 6%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Lo	X	634, 08 \pm 39, 23(6, 2%)	620, 85 \pm 15, 25(2, 5%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Lo	Y	12, 87 \pm 2, 76(21, 5%)	11, 83 \pm 1, 91(16, 1%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Lo	Z	10, 96 \pm 2, 80(25, 5%)	11, 29 \pm 1, 06(9, 4%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Lo	T	661, 16 \pm 44, 60(6, 7%)	647, 97 \pm 16, 81(2, 6%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Ti	X	1399, 13 \pm 48, 58(3, 5%)	1399, 85 \pm 60, 44(4, 3%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Ti	Y	98, 20 \pm 6, 91(7, 0%)	92, 34 \pm 5, 41(5, 9%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Ti	Z	169, 40 \pm 22, 51(13, 3%)	152, 25 \pm 10, 49(6, 9%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Ti	T	1752, 55 \pm 75, 57(4, 3%)	1726, 99 \pm 79, 42(4, 6%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Pi	X	218, 95 \pm 12, 54(5, 7%)	229, 95 \pm 18, 76(8, 2%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Pi	Y	6, 72 \pm 0, 95(14, 1%)	10, 23 \pm 2, 44(23, 9%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Pi	Z	65, 35 \pm 11, 30(17, 3%)	93, 32 \pm 12, 20(13, 1%)
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Pi	T	297, 37 \pm 7, 88(2, 7%)	339, 55 \pm 33, 66(9, 9%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Lo	X	27, 83 \pm 2, 67(9, 6%)	26, 66 \pm 1, 16(4, 4%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Lo	Y	6, 56 \pm 0, 86(13, 1%)	8, 34 \pm 1, 34(16, 1%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Lo	Z	66, 89 \pm 18, 90(28, 3%)	79, 41 \pm 8, 13(10, 2%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Lo	T	114, 27 \pm 23, 01(20, 1%)	127, 60 \pm 8, 96(7, 0%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Ti	X	441, 19 \pm 35, 06(7, 9%)	371, 14 \pm 8, 18(2, 2%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Ti	Y	368, 96 \pm 26, 18(7, 1%)	387, 38 \pm 8, 10(2, 1%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Ti	Z	632, 84 \pm 32, 21(5, 1%)	687, 98 \pm 27, 59(4, 0%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Ti	T	1816, 88 \pm 42, 77(2, 4%)	1798, 32 \pm 39, 59(2, 2%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Pi	X	2201, 00 \pm 223, 97(10, 2%)	1713, 83 \pm 53, 77(3, 1%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Pi	Y	514, 76 \pm 109, 69(21, 3%)	655, 35 \pm 19, 43(3, 0%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Pi	Z	2604, 60 \pm 221, 76(8, 5%)	2613, 84 \pm 68, 00(2, 6%)
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Pi	T	6269, 86 \pm 231, 68(3, 7%)	5874, 14 \pm 124, 87(2, 1%)

TABLE C.5 – Résultats du test sur l'influence de la vitesse sur les indicateurs répétables RMS , Kur , Max , t_{3g} , $T_{(l-t)/p}$, a_v et ET . La valeur p_{Fried} correspond à l'influence de la vitesse de course sur l'indicateur pour l'ensemble du panel, elle est inférieure à 0.05 si l'indicateur présente une influence. La valeur r représente le coefficient de corrélation d'un indicateur pour les 18 sujets, il est présenté sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)]. r_m^2 représente la corrélation moyenne des 18 sujets. Exa représente le pourcentage de sujets présentant une tendance linéaire suivant le test de Bravais-Pearson.

Indicateur	Point	Axe	p_{Fried}	r	r_m^2	Exa [%]
RMS [m/s ²]	Lo	X	1,03E-21	0,88 \pm 0,11(12,4%)	0,77	94,4
RMS [m/s ²]	Lo	Y	1,12E-25	0,96 \pm 0,05(5,2%)	0,93	100,0
RMS [m/s ²]	Lo	Z	5,78E-26	0,96 \pm 0,03(3,5%)	0,92	100,0
RMS [m/s ²]	Lo	T	1,33E-25	0,97 \pm 0,03(2,8%)	0,94	100,0
RMS [m/s ²]	Ti	X	3,49E-27	0,99 \pm 0,01(0,5%)	0,97	100,0
RMS [m/s ²]	Ti	Y	8,36E-27	0,98 \pm 0,03(3,5%)	0,95	100,0
RMS [m/s ²]	Ti	Z	5,66E-27	0,99 \pm 0,01(1,3%)	0,98	100,0
RMS [m/s ²]	Ti	T	4,44E-27	0,99 \pm 0,01(1,1%)	0,98	100,0
RMS [m/s ²]	Pi	X	3,94E-27	0,99 \pm 0,01(0,8%)	0,98	100,0
RMS [m/s ²]	Pi	Z	3,49E-27	0,99 \pm 0,01(0,8%)	0,98	100,0
RMS [m/s ²]	Pi	T	3,94E-27	0,99 \pm 0,01(0,7%)	0,98	100,0
Kur	Ti	Z	2,87E-05	-0,04 \pm 0,68(-1641,8%)	0,00	44,4
Max [m/s ²]	Ti	Z	4,30E-24	0,93 \pm 0,10(10,8%)	0,87	94,4
t_{3g} [s]	Ti	X	7,41E-27	0,95 \pm 0,03(2,7%)	0,91	100,0
t_{3g} [s]	Pi	Z	4,44E-27	0,98 \pm 0,01(1,2%)	0,97	100,0
t_{3g} [s]	Pi	T	3,94E-27	0,98 \pm 0,01(1,2%)	0,96	100,0
$T_{t/p}$ [%]	Lo	T	7,68E-27	-0,98 \pm 0,01(-1,0%)	0,97	100,0
$T_{l/p}$ [%]	Ti	T	7,61E-08	-0,52 \pm 0,54(-103,0%)	0,27	61,1
a_v [m/s ²]	Pi	T	3,49E-27	0,99 \pm 0,00(0,4%)	0,99	100,0
ET [(m/s ²) ²]	Lo	X	4,53E-21	0,85 \pm 0,13(15,8%)	0,73	88,9
ET [(m/s ²) ²]	Lo	Z	1,98E-25	0,94 \pm 0,04(4,0%)	0,88	100,0
ET [(m/s ²) ²]	Lo	T	3,42E-26	0,97 \pm 0,03(3,1%)	0,93	100,0
ET [(m/s ²) ²]	Ti	X	3,49E-27	0,96 \pm 0,01(1,0%)	0,93	100,0
ET [(m/s ²) ²]	Ti	Z	5,66E-27	0,97 \pm 0,02(2,0%)	0,95	100,0
ET [(m/s ²) ²]	Ti	T	3,94E-27	0,97 \pm 0,02(1,9%)	0,94	100,0
ET [(m/s ²) ²]	Pi	Z	3,49E-27	0,97 \pm 0,02(1,7%)	0,94	100,0
ET [(m/s ²) ²]	Pi	T	3,94E-27	0,97 \pm 0,01(1,5%)	0,94	100,0

TABLE C.6 – Résultats du test sur l'influence de la vitesse sur les indicateurs répétables tmf , fmf , nf , t_{am} , t_{sm} , t_{ap} , t_{sp} , K_m^{vert} , K_p^{vert} , K_m^{jamb} , K_p^{jamb} , f_{ap}^{med} , E_{am} , E_{sm} , E_{ap} et E_{sp} . La valeur p_{Fried} correspond à l'influence de la vitesse de course sur l'indicateur pour l'ensemble du panel, elle est inférieure à 0.05 si l'indicateur présente une influence. La valeur r représente le coefficient de corrélation d'un indicateur pour les 18 sujets, il est présenté sous la forme [moyenne \pm écart-type (CV%)]. r_m^2 représente la corrélation moyenne des 18 sujets. Exa représente le pourcentage de sujets présentant une tendance linéaire suivant le test de Bravais-Pearson.

Indicateur	Point	Axe	p_{Fried}	r	r_m^2	Exa [%]
tmf [s]	Lo	X	6,40E-26	$-0,97 \pm 0,03(-2,6\%)$	0,95	100,0
fmf [Hz]	Lo	X	6,40E-26	$0,97 \pm 0,03(3,0\%)$	0,93	100,0
nf	Lo	X	6,40E-26	$0,97 \pm 0,03(3,0\%)$	0,93	100,0
t_{am} [s]	Lo	X	1,53E-24	$-0,94 \pm 0,06(-6,2\%)$	0,89	100,0
t_{sm} [s]	Lo	X	1,72E-01	–	-	-
t_{ap} [s]	Lo	X	2,68E-17	$-0,74 \pm 0,43(-57,7\%)$	0,55	77,8
t_{sp} [s]	Lo	X	6,18E-13	$-0,74 \pm 0,32(-43,4\%)$	0,55	72,2
K_m^{vert} [N/mm]	Lo	X	3,38E-26	$0,96 \pm 0,04(4,0\%)$	0,92	100,0
K_p^{vert} [N/mm]	Lo	X	4,58E-21	$0,84 \pm 0,26(31,2\%)$	0,71	83,3
K_m^{jamb} [N/mm]	Lo	X	2,40E-19	$-0,84 \pm 0,19(-23,0\%)$	0,70	77,8
K_p^{jamb} [N/mm]	Lo	X	1,16E-06	$-0,55 \pm 0,59(-108,4\%)$	0,30	72,2
E_{am} [(m/s ²) ²]	Lo	X	1,66E-19	$-0,88 \pm 0,14(-15,7\%)$	0,78	94,4
E_{am} [(m/s ²) ²]	Lo	T	6,72E-06	$-0,49 \pm 0,53(-106,9\%)$	0,24	66,7
E_{am} [(m/s ²) ²]	Ti	X	4,20E-07	$0,53 \pm 0,44(83,4\%)$	0,28	44,4
E_{am} [(m/s ²) ²]	Ti	T	7,21E-11	$0,66 \pm 0,31(47,4\%)$	0,43	50,0
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Ti	Z	7,00E-18	$0,79 \pm 0,34(43,1\%)$	0,63	83,3
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Ti	T	9,36E-16	$0,75 \pm 0,20(27,1\%)$	0,57	72,2
E_{sm} [(m/s ²) ²]	Pi	T	7,07E-26	$0,92 \pm 0,06(6,8\%)$	0,85	100,0
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Ti	X	1,42E-04	$0,43 \pm 0,48(109,7\%)$	0,19	38,9
E_{ap} [(m/s ²) ²]	Ti	T	9,04E-06	$0,48 \pm 0,46(95,3\%)$	0,23	44,4
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Ti	T	8,05E-17	$0,78 \pm 0,20(25,4\%)$	0,60	72,2
E_{sp} [(m/s ²) ²]	Pi	T	1,20E-25	$0,92 \pm 0,08(9,0\%)$	0,84	100,0
f_{ap}^{med} [Hz]	Lo	X	2,46E-05	$-0,16 \pm 0,36(-223,1\%)$	0,03	11,1
f_{ap}^{med} [Hz]	Lo	T	2,46E-05	$-0,16 \pm 0,36(-223,1\%)$	0,03	11,1
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	X	1,28E-02	$0,29 \pm 0,34(115,8\%)$	0,08	5,6
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	Z	4,63E-07	$0,52 \pm 0,30(57,4\%)$	0,27	33,3
f_{ap}^{med} [Hz]	Ti	T	1,97E-02	$0,18 \pm 0,39(213,4\%)$	0,03	11,1
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	X	3,28E-01	–	-	-
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	Z	4,02E-03	$0,48 \pm 0,37(76,7\%)$	0,23	33,3
f_{ap}^{med} [Hz]	Pi	T	4,01E-01	–	-	-

APPORT DE L'ACCELEROMETRIE POUR L'ETUDE QUANTIFIEE DES DERIVES MECANIQUES DE LA COURSE A PIED FACE A LA FATIGUE

La fatigue est un phénomène bien connu dans le monde du sport provoquant une chute des performances et une augmentation du risque de blessures. La communauté scientifique s'intéresse donc à la quantification de ce phénomène au moyen de différents outils d'analyse du mouvement. Cependant certains sports comme la course à pied soumettent les athlètes à des sollicitations mécaniques violentes impactant fortement sur leur santé et leurs performances. Ces sollicitations se traduisent souvent par des chocs importants, un nombre de cycles élevé et sont accompagnées de postures complexes du corps. Les outils d'analyse du mouvement ne sont alors pas toujours adaptés pour la mesure de ces données ni à l'étude du mouvement de l'athlète dans des conditions réelles de pratique. L'accélération apparaît alors comme une caractéristique riche en informations. Elle peut permettre de mesurer et d'analyser la pratique de la course à pied afin de quantifier la dérive de la réponse mécanique du corps humain. Par la validation d'outils issus de l'accélérométrie, ces travaux de thèse permettront d'étudier les phénomènes mécaniques intervenant durant la pratique de la course à pied afin de quantifier et prédire leurs effets sur les phénomènes de fatigue des athlètes.

Accélérométrie, exposition vibratoire, course à pied, centrale inertielle, fatigue.

CONTRIBUTION OF ACCELEROMETRY FOR A QUANTIFIED STUDY OF MECHANICAL DRIFT DURING RUNNING WITH RESPECT TO FATIGUE

Fatigue is a well known phenomenon in the sports world causing a decrease of performance and an increase of injury risk. The scientific community is therefore concerned with the quantification of this phenomenon using different motion analysis tools. However some sports like running inflict violent mechanical loads to the athletes strongly impacting their health and performance. These loads frequently result in significant shocks, a high number of cycles and are accompanied by complex postures of the body. The motion analysis tools are then not always suitable for the measurement of this information or to study the athlete's movement in real conditions of practice. The acceleration then appears as a feature rich in information. It can allow to measure and analyze the practice of running in order to quantify the drift of the mechanical response of the human body. By validating accelerometric tools, these thesis works will allow to study the mechanical phenomena intervening in the practice of running in order to quantify and predict their effects on the athlete's fatigue.

Accelerometry, vibration exposure, running, inertial measurement unit, fatigue.

Discipline : MÉCANIQUE DES SOLIDES, GÉNIE MÉCANIQUE, PRODUCTIQUE, TRANSPORT ET GÉNIE CIVIL



UFR Sciences Exactes et Naturelles

GRESPI – EA 4694

Moulin de la Housse – 51687 REIMS CEDEX 2