

UNIVERSITÉ DE FRIBOURG, SUISSE
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE MÉDECINE

En collaboration avec la
HAUTE ÉCOLE FÉDÉRALE DE SPORTS DE MACOLIN

Amélioration de la symétrie de la foulée de coureurs souffrant
d'une blessure chronique au genou après des entraînements sur tapis
roulant

Travail final pour l'obtention du Master en
Sciences du Mouvement et du sport
Option Enseignement

Conseiller: Dr. Didier STAUDENMANN
Co-conseiller-ère: Jacques ROBADEY

Sabrina PAULUS
Fribourg, Mai, 2015

Table des matières

1. Introduction	3
1.1. Introduction à la thématique	3
1.2. Contexte actuel.....	4
1.3. But de recherche et hypothèse.....	5
2. Méthode.....	6
2.1. Sujets	6
2.2. Description globale de la procédure de mesure.....	7
2.3. Procédure de mesure détaillée	8
2.4. Equipements de mesure	10
2.5. Les paramètres de mesure.....	12
2.5.1. Description des paramètres de mesure	12
2.5.2. Analyse numérique des courbes d'accélération et détermination des paramètres	14
2.5.3. Définition de la symétrie	18
2.6. Analyse statistique.....	19
3. Résultats	20
3.1. Valeurs des paramètres pour les deux jambes avant entraînement et après entraînements sur sol et tapis roulant.....	21
3.2. Indice de symétrie pour les mesures avant entraînement et après entraînement (sol et tapis roulant)	24
4. Discussion	27
4.1. Différences entre les jambes affectée et non affectée	27
4.2. Indice de symétrie.....	29
4.3. Points forts et limites du travail	32
4.4 Perspectives de nouvelles questions de recherche	34
5. Conclusion	35
6. Remerciements.....	36
7. Bibliographie.....	37
8. Déclaration personnelle.....	40
9. Droits d'auteur.....	41
10. Annexes	42

Résumé

Ce travail de recherche consiste à l'analyse de l'effet de l'entraînement sur tapis roulant pour la course à pied de sujets souffrant d'une blessure chronique au genou. Le but du projet est de tester s'il y a une amélioration de la symétrie de la foulée après une période d'entraînement sur tapis roulant en comparant trois paramètres clefs de la foulée : la durée du contact (DC), la durée du pas (DP) et le gain en vitesse verticale (GVV). Les mesures de ces paramètres ont été réalisées en utilisant des accéléromètres posés sur le corps. La symétrie de la foulée est ensuite analysée en comparant les valeurs des trois paramètres pour les jambes affectée et non affectée.

Dix-huit sujets avec une blessure chronique au genou ont participé à l'étude. Trois mesures ont été réalisées : 1) mesure avant les entraînements spécifiques de course à pied ; 2) mesure après trois semaines d'entraînement sur sol ; 3) mesure après trois semaines d'entraînement sur tapis roulant. Les trois mesures ont été réalisées de la même manière dans un stade officiel d'athlétisme de 400 m.

Dans une première étape la grandeur et la significativité des différences des paramètres entre les jambes affectée et non affectée sont étudiées pour les trois mesures. Dans une deuxième phase, l'évolution de l'indice de symétrie (IS) des trois paramètres avant et après entraînements est analysée.

Les résultats montrent que parmi les trois paramètres étudiés, GVV présente la plus grande différence entre les deux jambes. Cette différence non significative sans entraînement (3.2%), s'accroît et devient significative après les entraînements. Elle atteint sa plus grande valeur (9.6%) après l'entraînement sur sol et diminue (5.8%) après l'entraînement sur tapis roulant. Le gain en vitesse verticale est aussi le seul paramètre qui dévoile des évolutions significatives de l'indice de symétrie avec une augmentation de +71% après entraînement sur sol et une diminution de -49% après entraînement sur tapis roulant. Notons que l'indice de symétrie de la durée du pas a révélé une diminution importante et quasi significative après l'entraînement sur tapis roulant : -30%.

L'augmentation de l'indice de symétrie de GVV après entraînement sur sol met en évidence un effet important négatif de l'entraînement. Par contre, en comparant le type d'entraînement, nous remarquons une importante diminution de l'indice de symétrie pour GVV et DP après l'entraînement sur tapis roulant. Ces évolutions démontrent que l'entraînement sur tapis roulant améliore la symétrie des deux paramètres et par conséquent la symétrie de la foulée.

1. Introduction

1.1. Introduction à la thématique

En termes biomécaniques la course à pied est caractérisée par différents paramètres spatiotemporels et cinétiques comme les durées du pas, du contact et du vol, la longueur du pas et la force de réaction maximale durant le pas. Lorsqu'on obtient des résultats différents pour les jambes droite et gauche nous pouvons considérer la course comme asymétrique. Dans le cas contraire la foulée peut être considérée comme symétrique.

La symétrie de la foulée de course à pied est une thématique largement traitée et analysée dans les recherches scientifiques et cliniques. Des mesures spécifiques, comme la durée du contact ou la force de réaction du sol, ont permis de décrire la symétrie droite-gauche de la foulée (Zifchock R.A., Davis I., Hamill J., 2006 ; Zifchock R.A. et al., 2008). La course à pied est un mouvement complexe où tous les membres du corps interagissent et où les deux membres inférieurs jouent un rôle prépondérant. Ils assurent le déplacement du corps par le mouvement de balancier et de support alterné des deux jambes. La symétrie de différents paramètres de la foulée : force maximale verticale, longueur du pas et durée du contact a été analysée par de multiples études cliniques (Blazkiewicz M., Wiszomirska I., Wit A., 2014, Zifchock R.A. et al., 2008 ; Blazkiewicz M., Wiszomirska I., Wit A., 2014 ; Perttunen J.R., 2004).

Une méthode standard de mesure de la symétrie n'est cependant pas encore établie, ce qui rend difficile la comparaison des études et les décisions cliniques (Blazkiewicz M., Wiszomirska I., Wit A., 2014 ; Patterson K.K. et al., 2010).

La symétrie peut être définie par des coefficients se rapportant à un paramètre clef de foulée : durée du contact, durée de vol, durée du pas, longueur du pas, accélération verticale (Patterson K. K., 2010). Les coefficients les plus communément utilisées sont l'indice de symétrie, l'angle de symétrie et le rapport de symétrie (Sadeghi H et al., 2000). Différentes études recommandent l'utilisation de l'indice de symétrie (IS) et l'angle de symétrie (AS) car ces méthodes sont simples : IS est égal à la différence relative des valeurs droite et gauche, alors que AS étant égal au décalage par rapport à 45° de

arctg (valeur droite/valeur gauche) ne dépend pas d'une valeur de référence (Blazkiewicz M., Wiszomirska I., Wit A., 2014, Zifchock R. A., et al., 2007).

Ces coefficients sont utiles dans l'analyse de la foulée de personnes blessées aux membres inférieurs (Patterson K. K. et al., 2010) ; car des blessures de nature anatomique, ou liée à des entraînements trop intensifs peuvent causer des lésions musculaires et des dégénérescences cartilagineuses (arthrose) qui altèrent la symétrie de la course à pied (Bredeweg S.W., Buist I., Kluitenberg B., 2013).

1.2. Contexte actuel

Grâce à l'important développement des capteurs d'accélérométrie et d'autres types de mesures (plaques de force et analyse cinématiques) plusieurs études ont démontré que les individus en bonne santé ont un niveau naturel d'asymétrie droite-gauche de leur foulée (Bredeweg S.W., Buist I., Kluitenberg B., 2013 ; Zifchock R.A., Davis I., Hamill J., 2006). Une plus faible symétrie a été mesurée pour des sujets blessés à la jambe que pour des sujets sains pour la durée du contact (Patterson K. K. et al., 2010); d'autres paramètres comme la durée du pas et la force de réaction du sol n'ont par contre pas montré de différences significatives entre les deux types de sujets (Bredeweg S.W., Buist I., Kluitenberg B., 2013).

Creaby M. W. (2012) a comparé la mécanique de la marche entre des individus avec une arthrite au genou et des individus sains : les patients avec arthrite présentent une réduction de la flexion du genou et par conséquent une diminution de la symétrie de la foulée par rapport aux individus sains. L'étude de Bredeweg (2013) a montré que l'angle de symétrie de la force verticale maximale appliquée sur le centre de masse est significativement plus faible chez les coureurs blessés que chez les coureurs sains.

Certaines de ces études (Creaby M. W., 2012) ont analysé la locomotion sur sol alors que d'autres (Bredeweg S. W., Buist I., Kluitenberg B., 2013) ont considéré la locomotion sur tapis roulant. Les deux méthodes de locomotion sont cependant différentes : des analyses précédentes ont montré que des personnes blessées au genou ont une asymétrie plus importante sur sol que sur tapis roulant (Robadey J. et al., 2013). Ces observations suggèrent que le tapis roulant a un effet bénéfique sur la symétrie de la locomotion.

1.3. But de recherche et hypothèse

Dans cette étude l'effet de l'entraînement de course à pied sur des tapis roulant pour des blessés chroniques au genou est proposé. Un des buts est de tester si la perte de la symétrie de la foulée due à une blessure chronique peut être partiellement récupérée grâce à un programme d'entraînement sur tapis roulant.

L'hypothèse de ce travail de Master est qu'une amélioration de la symétrie de la foulée sur sol est observé après entraînement sur tapis roulant.

Pour pouvoir effectuer nos mesures nous utiliserons des accéléromètres permettant de déterminer la durée du contact et la durée du pas, et aussi un gain de vitesse verticale qui peut être mis en relation avec la force verticale. La symétrie de la foulée sera analysée pour ces trois paramètres.

2. Méthode

2.1. Sujets

Dix-huit sujets (11 hommes, 7 femmes) pratiquant de la course à pied une ou deux fois par semaine, d'un âge de 29 à 68 ans (hommes : 52 ± 9.4 ans, femmes : $39.6, \pm 9.2$ ans) et souffrant d'une blessure chronique au genou ont participé à cette étude. À partir d'un questionnaire (annexe 3) distribué aux participants nous avons répertorié le type et la gravité de blessure au genou ainsi que la fréquence et l'intensité des entraînements pour chaque sujet. Les diagnostics communiqués par les sujets indiquent des problèmes d'arthrose et de différents types de dégénérescence cartilagineuse provoquant des douleurs persistantes à cette articulation.

Avant les mesures de course à pied, chaque participant a été soumis à des analyses anthropométriques lors desquelles la taille (170.7 ± 7.2 cm), le poids (70.3 ± 11.2 kg), la longueur hanche-genou droite (42.7 ± 2.2 cm) et gauche (42.5 ± 2.1 cm) et la longueur genou-cheville droite (40.2 ± 2.1 cm) et gauche (40.2 ± 2.0 cm) ont été mesurés pour chaque participant (annexe 4). Les points de mesures de la hanche, du genou et de la cheville correspondent respectivement au grand trochanter, au tubercule latéral du tibia et à la malléole externe de la cheville.

Les participants ayant annoncé des blessures mixtes (au genou et à un autre endroit) ainsi que les participants montrant une asymétrie insuffisante pour le paramètre gain en vitesse verticale (voir chapitre 2.5.1) après l'entraînement sur sol ont été exclus de l'analyse détaillée (indice de symétrie IS < 3.4%, voir chapitre 2.5.3). Onze sujets ont été retenus pour l'analyse complète (annexe 5).

Tous les sujets ont accepté et signé le document : « consentement du participant à l'étude » (annexe 1).

2.2. Description globale de la procédure de mesure

Il y a trois séries de mesure : la première mesure (mesure 1) est réalisée avant des entraînements spécifiques. La deuxième mesure (mesure 2) a lieu après trois semaines d'entraînement sur sol (route ou forêt) de 45 minutes trois fois par semaine. Suite à la mesure 2, les sujets s'entraînent avec une intensité, fréquence et période identique : 45 minutes trois fois par semaine durant trois semaines mais cette fois sur tapis roulant. Une troisième mesure (mesure 3) sera organisée après ces entraînements. Le plan global d'entraînement et de mesure est illustré dans la Figure 1 :

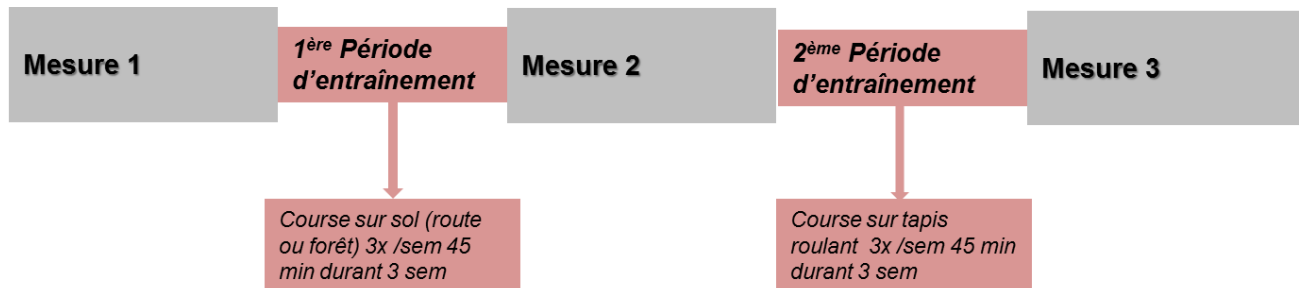


Figure 1 : Plan global de la procédure de mesure.

La raison pour laquelle trois mesures ont été prises était d'observer les effets de deux types d'entraînement en utilisant un seul groupe de sujets ce qui permet une économie en nombre de personnes.

2.3. Procédure de mesure détaillée

Les mesures ont été effectuées dans un stade officielle d'athlétisme (Figure 2). Elles sont réalisées de la même manière: chaque sujet doit courir 400 mètres avec des accéléromètres permettant de mesurer les trois paramètres (gain en vitesse verticale, durée du pas et durée du contact) et de calculer ensuite leur symétrie.

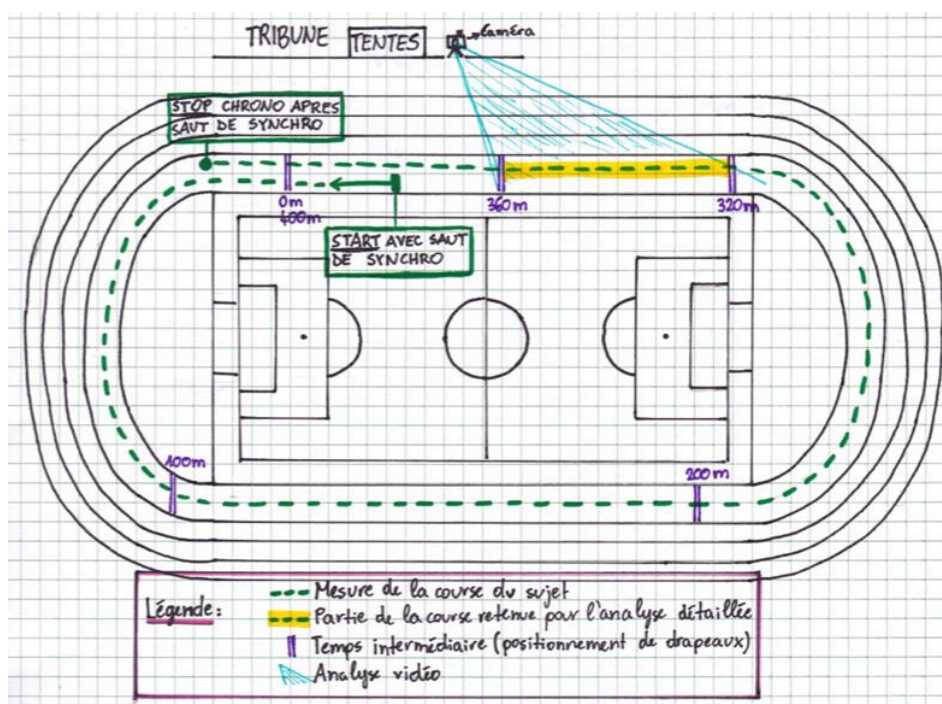


Figure 2 : Schéma décrivant l'emplacement et le déroulement des mesures. Le coureur avec les accéléromètres montés et en phase de mesure se positionne sur le premier couloir de la piste, 20 m avant le départ des 400 m. Après un saut de synchronisation, il fait un tour du stade à un rythme de footing soutenu. La distance parcourue entre 320 et 360 m (en jaune) est retenue pour l'analyse détaillée des 3 paramètres clef.

Le processus de mesure comprend les phases suivantes :

- Explication du déroulement des mesures au sujet ;
- Echauffement : cours lente de deux tours du stade ;
- Les trois accéléromètres (chapitre 2.4) sont enclenchés et commencent à mesurer ;
- Synchronisation des trois capteurs en les tenant les uns contre les autres et en les faisant osciller de manière identique par un mouvement rapide des bras ;
- Fixation des capteurs sur l'avant des pieds et sur le bas du dos ;

- Le sujet s'avance jusqu'à 20 m avant le départ des 400 m (1^{er} couloir). Il fait un saut avec une réception rigide qui est synchronisée avec le départ du chronomètre (« Start ») ;
- Il se met à courir à un rythme d'entraînement (footing soutenu) ;
- À chaque position marquée par des drapeaux (0 m, 100 m, 200 m, 320 m, 360 m, 400 m) (doubles traits verticaux de la Figure 2), le temps intermédiaire est chronométré ;
- Après l'arrivée au 400 m, un 2^{ème} saut de synchronisation est effectué et la réception est synchronisée avec la fin du chronométrage (« Stop »).

Remarque : l'atterrissage rigide donne une impulsion aux accéléromètres qui correspond au zéro (« Start ») et au temps final (« Stop ») du chronomètre ;

- Les accéléromètres sont retirés du sujet et 8 oscillations de contrôle de synchronisation sont effectuées avec les trois capteurs l'un sur l'autre ;
- Arrêt des mesures et téléchargement des mesures sur l'ordinateur.

Zone de mesure

Les mesures sont réalisées discrètement. De ce fait le coureur n'avait pas de visibilité et d'informations concernant la zone de mesure 320-360 m (Figure 2) ; notez que les drapeaux permettant de chronométrer les temps de passage étaient couchés sur le gazon à côté de la piste et la caméra filmant la démarche des sujets le long de la zone de mesure était positionnée dans la tribune du stade à l'abri des regards indiscrets.

2.4. Equipements de mesure

Le matériel de mesure suivant a été utilisé :

- Balance et mètre pour les mesures anthropométriques.
- Caméra servant à visualiser la démarche des sujets en zone de mesure.
- Chronomètre permettant la mesure des temps intermédiaires à chaque 100 m ainsi qu'au début et à la fin de la zone de mesure, et par conséquence la vitesse moyenne entre ces points de mesure.
- Des accéléromètres

Deux types d'accéléromètres ont été utilisés (Figure 3) : accéléromètre « Togodo » (dimensions : 10 x 6 x 4 cm ; masse : 205 g) positionné dans la partie lombaire centrale ; accéléromètre « PARTwear » (dimensions : 2 x 2 x 0,4 cm ; masse : 40 g), deux capteurs positionnés sur l'avant des chaussures grâce à un ruban adhésif.

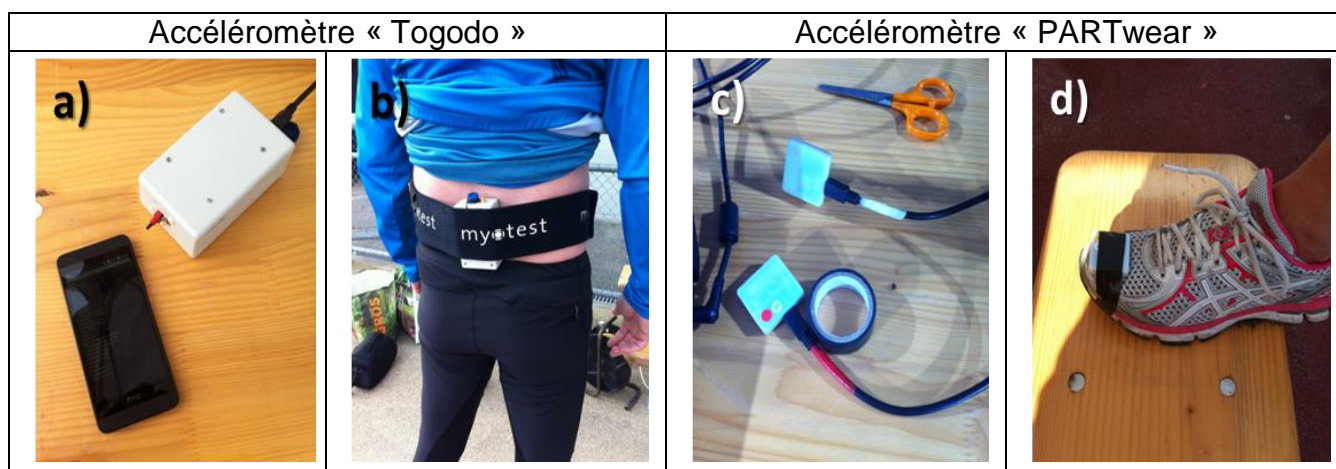


Figure 3 : a) Accéléromètre « Togodo » et téléphone portable servant à son contrôle. b) Positionnement de l'accéléromètre sur le bas du dos par une ceinture. c) Les capteurs « PARTwear » sont connectées avec l'ordinateur pour le déclenchement. d) Le capteur est positionnée sur la pointe de la chaussure grâce à un ruban adhésif.

L'accéléromètre du dos est contrôlé par un téléphone portable (androïde, smartphone) qui permet d'enclencher, de stopper et de transférer les données du capteur sur une clef USB. Cet instrument mesure l'accélération le long des trois axes, les rotations autour de ces axes. Il peut aussi mesurer le champ magnétique et contient aussi un GPS (annexe 8). Nous nous intéressons dans ce travail uniquement à la mesure d'accélération verticale du

bas du dos. Cette mesure correspond en première approximation à l'accélération verticale du centre de gravité et nous permet de calculer le paramètre gain en vitesse verticale (GVV). L'approximation provient du fait que le capteur n'est pas complètement vertical. Nos observations ont révélé que l'axe longitudinal du capteur se trouve à tout moment à moins de 15° de la verticale (Figure 4) :

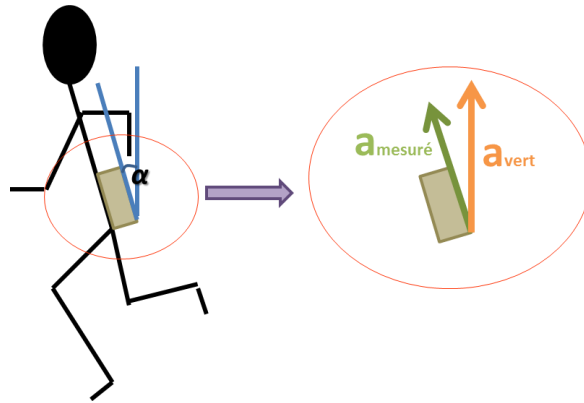


Figure 4 : L'accéléromètre (rectangle en gris) fixé au dos reste proche de la vertical ($\alpha < 15^\circ$).

Un angle α plus faible que 15° indique que $1 \geq \cos \alpha > 0.97$. Le capteur mesure l'accélération selon son axe longitudinal : $a_v * \cos \alpha$ (a_v = accélération verticale). L'erreur de mesure est plus petite que 3% ce qui est suffisant pour nos analyses.

Pour ce qui concerne les capteurs des pieds, ceux-ci sont connectés à un ordinateur par un câble micro USB. Un programme installé sur l'ordinateur permet de déclencher, stopper et télécharger les mesures. Ces accéléromètres permettent de mesurer l'accélération des pointes des pieds dans la direction perpendiculaire à l'alignement des orteils (annexe 9). Grâce à ces mesures nous pouvons déterminer deux des trois paramètres de l'analyse: la durée du contact et la durée du pas (une explication plus détaillée sera donnée dans la suite de l'étude).

2.5. Les paramètres de mesure

Trois paramètres de référence (gain en vitesse verticale, durée du pas et durée du contact) sont décrits et leurs formules sont illustrées dans les Figure 5 et Figure 6.

L'analyse numérique des courbes d'accélération (réalisé par un programme Matlab du groupe de recherche) permet la détermination des paramètres par les méthodes décrites ci-dessous. Le chapitre se termine par la description de la formule de l'indice de symétrie utilisées pour les trois paramètres de mesure.

2.5.1. Description des paramètres de mesure

a) Gain en vitesse verticale (GVV)

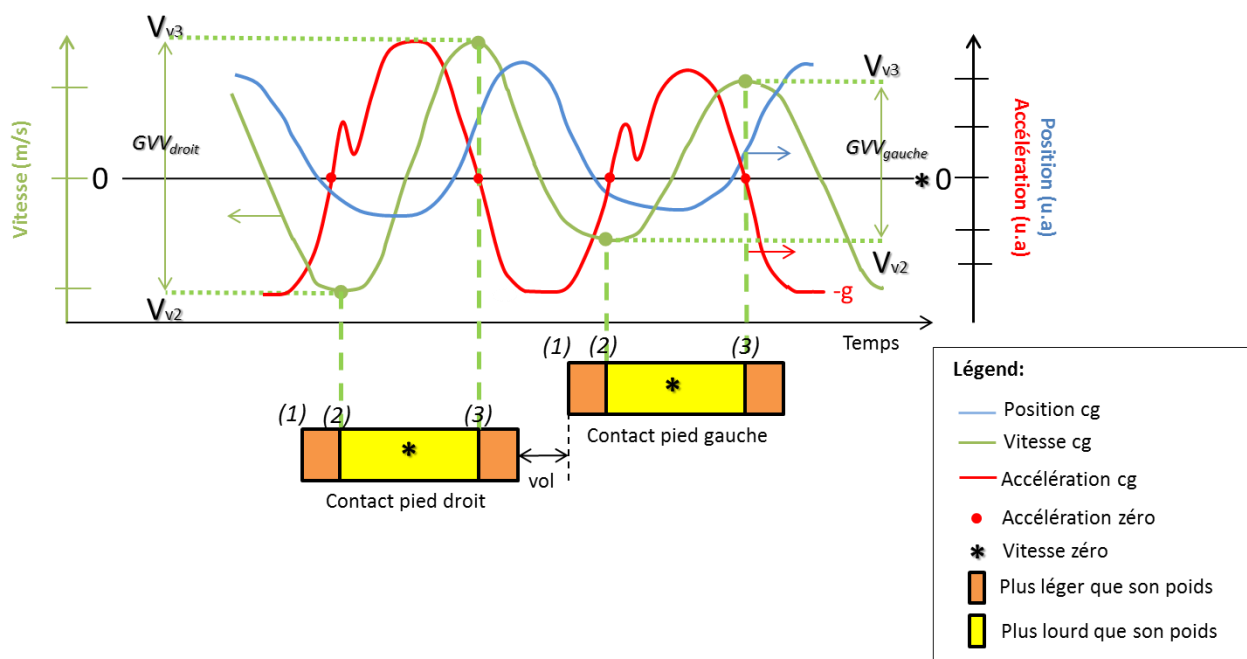


Figure 5 : Graphique des position, vitesse et accélération verticales de (cg) en fonction du temps et des contacts.

Le mouvement verticale (position, vitesses et accélération) du centre de gravité (cg) est décrit par la Figure 5. Au début du contact la vitesse verticale est négative et l'accélération égale à $-g$ (1). La vitesse s'accroît ensuite négativement jusqu'à ce que l'accélération s'annule (2). A partir de ce moment l'accélération devient positive, passe par un maximum, diminue et s'annule à nouveau (3). Entre les temps d'accélération nulle : (2) et (3), la

vitesse verticale passe de son minimum à son maximum. En soustrayant vitesse (3) : V_{v3} à la vitesse (2) : V_{v2} nous trouvons le gain en vitesse verticale pour le côté analysé : $G_{VV} = V_{v3} - V_{v2}$. Comme nous mesurons l'accélération verticale, il suffit d'intégrer l'accélération verticale : a_v entre l'instant (2) et (3) pour trouver le gain en vitesse verticale :

$$G_{VV} = \int_{t(2)}^{t(3)} a_v dt \quad (1)$$

b) Durée des contacts et des pas

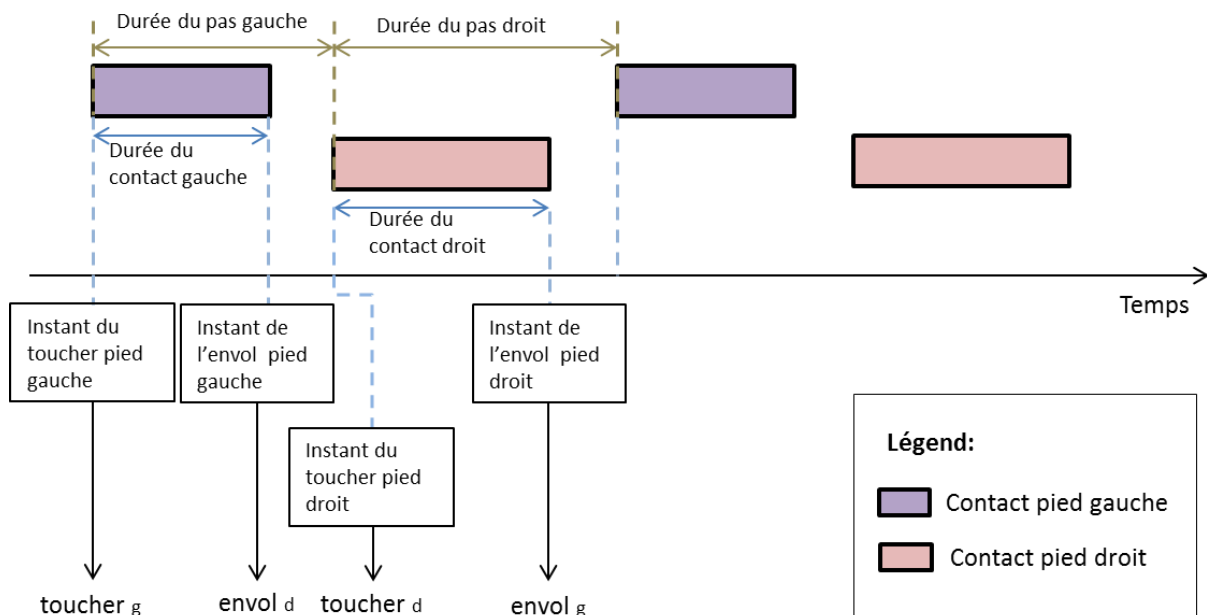


Figure 6 : Représentation des paramètres durée des contacts et durée des pas avec les instants d'envol et de toucher.

La Figure 6 illustre les instants d'envol et de toucher ainsi que les durées de contact et des pas. Les formules suivantes (2, 3, 4, 5) définissent les paramètres clefs durée du contact (DC) et durée du pas (DP).

$$\text{Durée du contact } g = DC_g = \text{envol } g - \text{toucher } g \quad (1)$$

$$\text{Durée du contact } d = DC_d = \text{envol } d - \text{toucher } d \quad (2)$$

$$\text{Durée du pas } g = DP_g = \text{toucher } d - \text{toucher } g \quad (3)$$

$$\text{Durée du pas } d = DP_d = \text{toucher } g - \text{toucher } d \quad (4)$$

2.5.2. Analyse numérique des courbes d'accélération et détermination des paramètres

Gain en vitesse verticale

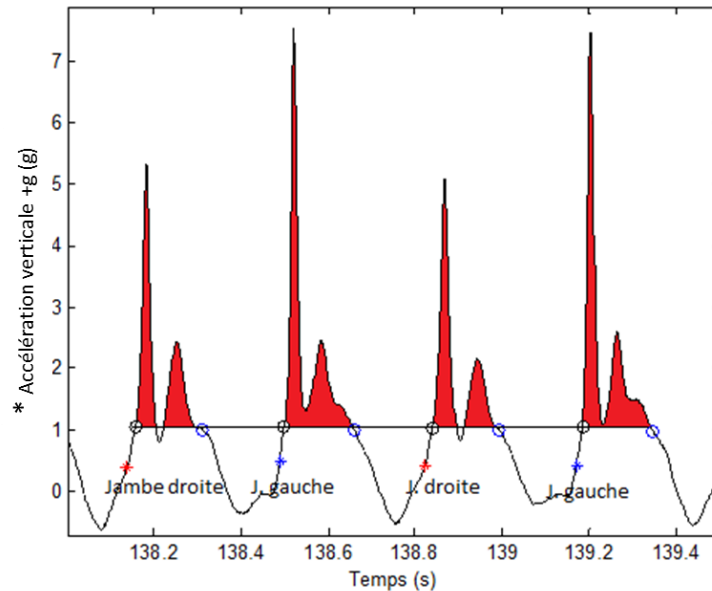


Figure 7 : Graphique des courbes de l'accélération verticale mesurée par le capteur du bas du dos. La partie à intégrer pour trouver GVV est illustrée en rouge. (* Notez que l'accélération terrestre : +g mesurée par le capteur est retranchée).

Les mesures de l'accélération longitudinale (le long de l'axe du dos) sont une bonne approximation de l'accélération verticale (voir chapitre 2.3) qui est suffisante pour nos analyses de la symétrie.

Pour calculer GVV nous intégrons a_v pour chaque pas durant le temps où cette accélération est positive, comme le décrit l'équation (1). Notons que le capteur mesure l'accélération verticale + l'accélération terrestre g . L'intégration représentée dans la Figure 7 doit donc se faire pour des valeurs supérieures à $1g$. Les valeurs finales retenues sont la moyenne du gain en vitesse verticale pour les pas droits et les pas gauches effectués dans la zone de mesure.

Notons que le premier pic correspond à la poussée verticale du capteur au début du contact et au début d'une oscillation dû à l'élasticité de la fixation et des tissus humains et au poids du capteur (205 g). L'oscillation crée un retard qui est additionné à la trajectoire du cg. Cette oscillation a un impact limité sur l'intégrale des valeurs d'accélération et donc sur GVV.

Instant du toucher

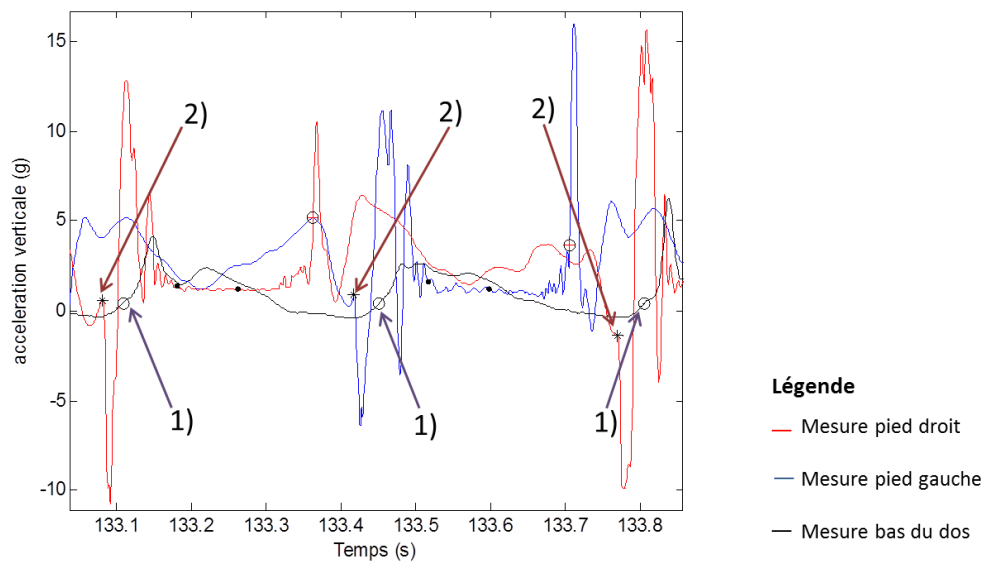


Figure 8 : Mesures des trois accéléromètres : en rouge l'accélération de l'avant du pied droit, en bleu l'accélération de l'avant du pied gauche et en noir l'accélération du bas du dos.

Pour trouver l'instant du toucher et dans le cas d'un toucher par le talon, deux étapes sont nécessaires (Figure 8) :

- 1) Détection d'un pas par le signal du capteur du dos qui dépasse 0.4 g (marqueur O).
- 2) Positionnement 80 ms avant la détection du pas et recherche (en avançant dans le temps) d'une diminution rapide de l'accélération sur l'un des deux capteurs des pieds. Notre interprétation de ce changement d'accélération est le toucher du talon qui génère une descente rapide de l'avant du pied (marqueur *).

Dans le cas d'un toucher par la pointe, le même cas de figure a lieu mais l'accélération augmente brusquement au lieu de diminuer (voir le marqueur \diamond indiqué par la flèche violette, Figure 9) :

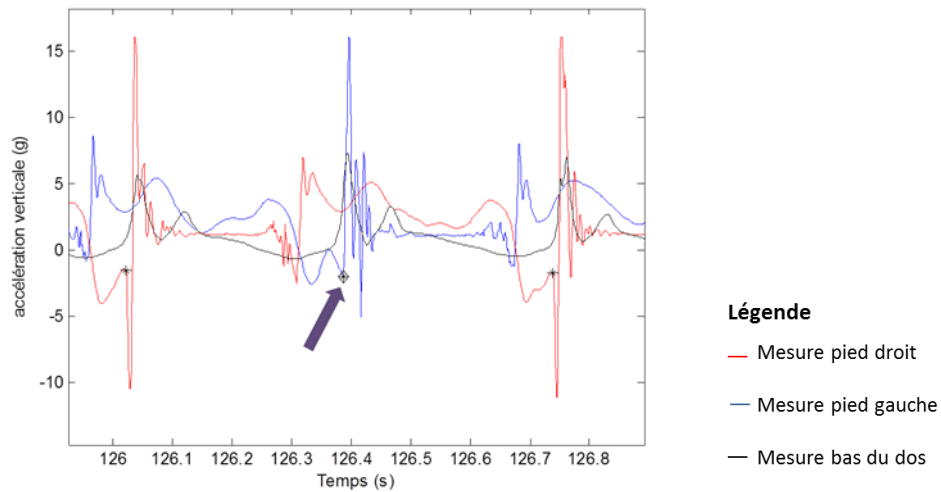


Figure 9 : La flèche dans l'image indique le point où l'accélération verticale augmente rapidement ce qui détermine l'instant d'un toucher par la pointe.

Instant d'envol

Après le toucher (Figure 9) l'accéléromètre montre des oscillations qui s'amenuisent en environ 50 ms. Ceci est interprété comme la vibration amortie de l'avant du pied après son toucher au sol. Après cette vibration les mesures montrent un signal continu de 1g ce qui signifie que l'avant du pied est en position stable sur le sol. La phase de stabilité se termine par une accélération vers le bas suivie d'une forte accélération verticale. Selon notre interprétation la compression du tartan et de la semelle du soulier explique l'accélération vers le bas. Nous avons défini arbitrairement l'instant d'envol par une accélération verticale supérieure à 3.6 g (voir losange \diamond de la Figure 10).

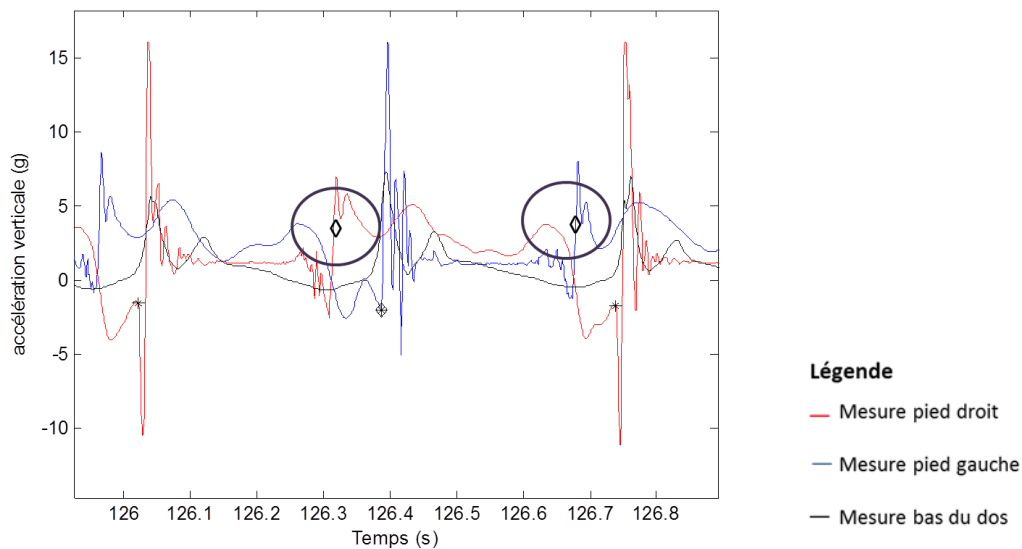


Figure 10 : Les losanges dans l'image indiquent le temps d'envol du pas droit et gauche.

Après la détermination des instants d'envol et de toucher à droite et à gauche, les durées de contacts et de pas droit et gauche (DC_d , DC_g , DP_d , DP_g) peuvent se calculer avec les formules (2, 3, 4, 5) du chapitre 2.5.1. Comme pour la détermination du gain en vitesse verticale, les durées des contacts et des pas droits et gauches sont définis par la moyenne des mesures de ces paramètres dans la zone d'analyse.

- Le paramètre GVV après entraînement sur sol a été utilisé pour définir la jambe affectée comme la jambe générant le gain en vitesse verticale le plus faible (annexe 5). Pour chaque mesure nous avons déterminé la valeur de chaque paramètre pour les jambes affectée et non affectée.

2.5.3. Définition de la symétrie

La symétrie est calculée par l'indice de symétrie (IS) selon Zifchock (2008). L'indice de symétrie sera analysée pour les trois paramètres présentés dans les chapitres précédents et elle est définie par la formule suivante :

$$IS = \frac{|Valeur P_{NA} - Valeur P_{AF}|}{Valeur P_{NA}}$$

(5)

La formule permet de quantifier les différences entre les valeurs du paramètre pour les jambes non affectée : Valeur P_{NA} et affectée : Valeur P_{AF}. La présence de la valeur absolue rend indépendant du signe de « Valeur P_{NA} – Valeur P_{AF} ». Le coefficient IS est dépendant de la jambe de référence (Valeur P_{NA}).

2.6. Analyse statistique

Les tests statistiques sont organisée en deux étapes : d'abord elles ont été réalisés pour voir si les paramètres étudiés ont une différence significative entre les deux jambes (NA et AF). Ensuite une analyse de la symétrie des trois paramètres pour les trois mesures a été effectuées. Dans une première phase des tests de normalité (« skewness kurtosis normality » dans laquelle seul « normtest p » a été considéré pour la normalité) ont été réalisés pour voir si la distribution des données était normale. Dans le cas de données paramétriques les tests statistiques ont été réalisée à l'aide de t-tests. Dans le cas contraire, des wilcox-tests ont été effectuées. L'analyse statistique est réalisée avec le logiciel R-studio.

Différence entre les deux jambes

Nous nous sommes basés pour ceci sur les mesures réalisées sans l'entraînement (mesure 1), après entraînement sur sol (mesure 2) et après entraînement sur tapis roulant (mesure 3).

Statistique de la symétrie

Dans une deuxième étape nous avons calculé la symétrie de chaque paramètre en utilisant l'indice de symétrie pour les mesures avant et après les entraînements sur sol et tapis roulant. L'évolution de la symétrie a été analysée:

- a) entre les mesures « sans entraînement » et « après entraînement sur sol » ;
- b) entre les mesures « suivant l'entraînement sur sol » et les mesures « suivant l'entraînement sur tapis roulant ».

Cette procédure permettra de découvrir s'il y a évolution de la symétrie et si elle est significative en fonction du type d'entraînement.

3. Résultats

Le chapitre est subdivisé en deux résultats principaux : premièrement nous analysons les valeurs des jambes affectée et non affectée pour les trois paramètres : gain en vitesse verticale (GVV), durée du pas (DP) et durée du contact (DC) pour les mesures sans entraînement, après entraînement sur sol et après entraînement sur tapis roulant. Les résultats statistiques sont illustrés par des boxplots comparant les paramètres de la jambe AF et NA. Les différences entre jambes et leur significativité sont indiquées.

Dans une deuxième phase, la symétrie (indice de symétrie) des trois paramètres et l'évolution de cette symétrie avant et après les entraînements spécifiques sont présentées. Les évolutions sont illustrées par des boxplots comparant la symétrie des paramètres avant et après entraînement. Les variations de l'indice de symétrie et la significativité des effets sont répertoriées.

3.1. Valeurs des paramètres pour les deux jambes avant entraînement et après entraînements sur sol et tapis roulant

Gain en vitesse verticale

La Figure 11 montre le gain en vitesse verticale pour les jambes AF et NA ($G_{VV_{AF}}$ et $G_{VV_{NA}}$), avant et après entraînement sur sol et tapis roulant. Les données mesurées de GVV ont une distribution normale ($p = 0.52$): la significativité a donc été étudiée par des t-tests. La jambe NA montre un GVV supérieur de 3.2% ($p=0.194$) par rapport à la jambe AF avant entraînement. Après entraînement sur sol les différences sont plus importantes et significatives : +9.6% ($p = 0.0006$). Elles diminuent légèrement mais restent néanmoins significatives après un entraînement sur tapis roulant : +5.8% ($p = 0.008$).

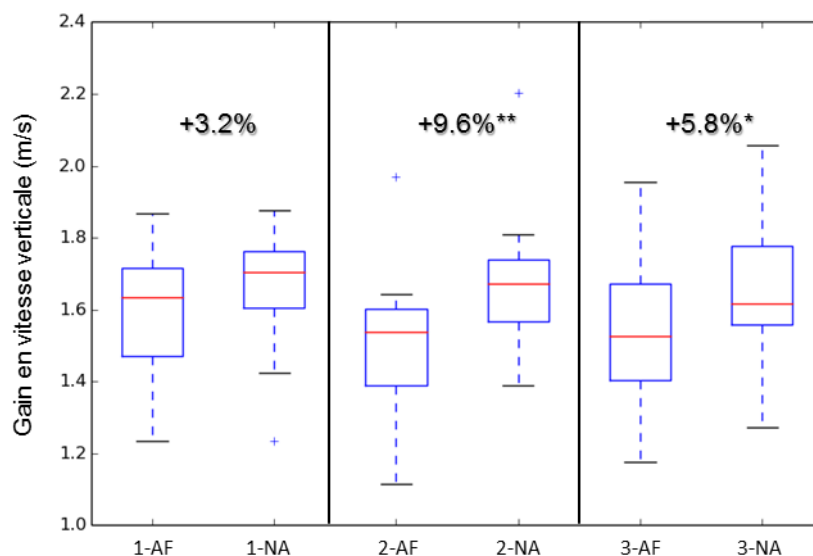


Figure 11 : Boxplots de la jambe AF et NA pour GVV 1) avant entraînement, 2) après entraînement sur sol et 3) après entraînement sur tapis roulant. Les lignes rouges correspondent à la médiane, les rectangles à l'écart interquartile et les barres horizontales noires aux valeurs typiques maximales et minimales. Les valeurs atypiques sont représentées par des signes «+ » bleus. Dans la partie supérieure du graphique, les valeurs en noir donnent la différence relative entre GVV de la jambe AF ($G_{VV_{AF}}$) et GVV de la jambe NA ($G_{VV_{NA}}$). Les différences significatives sont indiquées par une étoile ($p < 0.05$) et deux étoiles ($p < 0.001$).

Durée du pas

Le deuxième paramètre analysé est la durée du pas (DP). Les valeurs de DP pour la jambe AF et NA mesurées avant entraînement et après entraînements sur sol et sur tapis roulant sont illustrées dans la Figure 12. Les tests de normalité des mesures de DP ont montré des valeurs paramétriques ($p = 0.54$), et la significativité des différences entre jambes droite et gauche a été analysée avec des t-tests. La durée du pas de la jambe non affectée (DP_{NA}) est supérieure de 1% ($p = 0.259$), 0.6% ($p = 0.329$) et 0.4% ($p = 0.339$) au DP de la jambe affectée (DP_{AF}) pour les mesures respectivement avant entraînement, après entraînements sur sol et après entraînement sur tapis roulant. Aucune significativité n'a été observée.

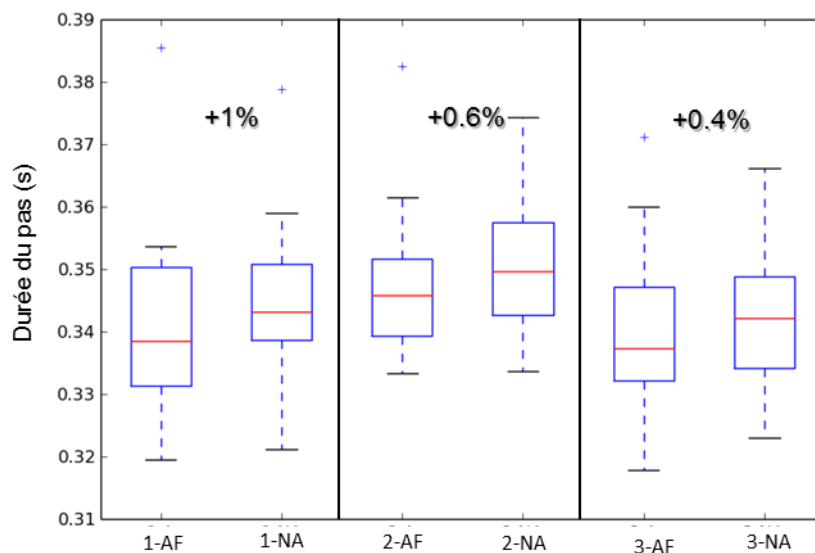


Figure 12 : Durée du pas des jambes AF et NA (DP_{AF} et DP_{NA}) 1) avant entraînement, 2) après entraînement sol et 3) après entraînement sur tapis roulant.

Durée du contact

Le dernier paramètre analysé est la durée du contact (DC). Les valeurs de DC de la jambe AF et NA mesurées avant entraînement, après entraînements sur sol et sur tapis roulant sont illustrées dans la Figure 13. Les tests de normalité des mesures de DC ont montré des valeurs paramétriques ($p = 0.27$). La significativité des différences entre jambes droite et gauche a donc été analysée avec des t-tests. La durée de contact de la jambe non affectée (DC_{NA}) est inférieure de 0.4% ($p = 0.772$), 0.1% ($p = 0.989$) et 0.6% ($p=381$) à la durée du contact de la jambe affectée (DC_{AF}) pour les mesures respectivement avant entraînement, après entraînements sur sol et après entraînement sur tapis roulant. Aucune significativité n'a été observée.

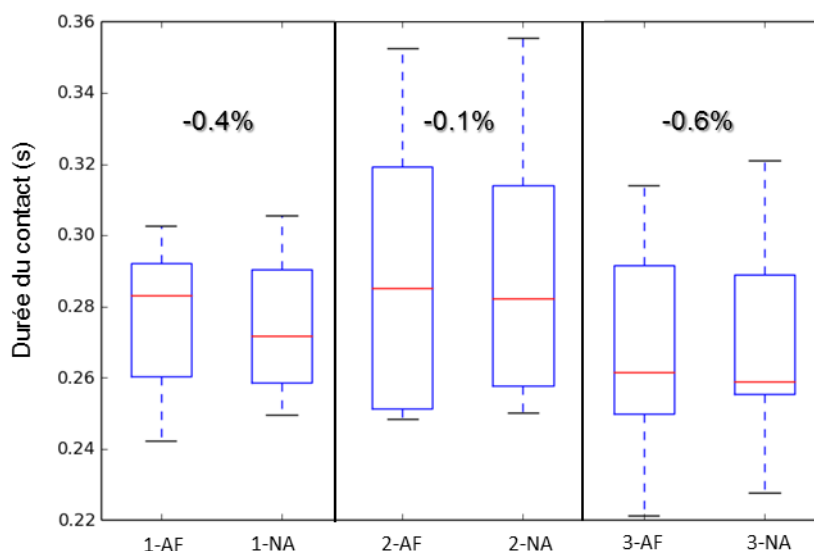


Figure 13 : Durée du contact des jambes AF et NA (DC_{AF} et DC_{NA}) 1) avant entraînement, 2) après entraînement sur sol et 3) après entraînement sur tapis roulant.

3.2. Indice de symétrie pour les mesures avant entraînement et après entraînement (sol et tapis roulant)

Gain en vitesse verticale

La Figure 14 montre l'indice de symétrie pour GVV avant et après entraînements sur sol et sur tapis roulant. Les tests de normalité n'ont pas montré de valeurs paramétriques ($p = 0.004$) et par conséquent la significativité a été analysée avec des wilcox-tests. Nous remarquons que IS après entraînement sur sol (0.091 ± 0.065) est supérieur de 71% ($p = 0.019$) à IS avant entraînement (0.046 ± 0.064). Après l'entraînement sur tapis, IS (0.058 ± 0.041) diminue de 49% ($p = 0.0049$) par rapport à ses valeurs mesurées après entraînement sur sol. Noter que dans les deux cas les différences observées sont significatives.

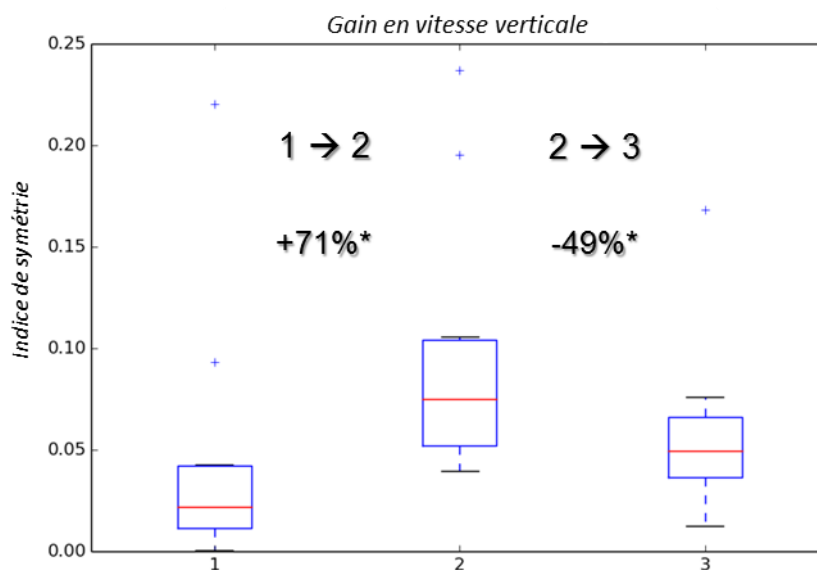


Figure 14: Indice de symétrie pour GVV 1) avant entraînement, 2) après entraînement sur sol et 3) après entraînement sur tapis roulant.

Durée du pas

Les valeurs de l'indice de symétrie de DP sont illustrés dans la Figure 15. Les tests de normalité ont montré des valeurs non paramétriques ($p = 0.02$) : des wilcox-tests ont donc été utilisés pour analyser la significativité des résultats. L'indice de symétrie après entraînement sur sol (0.016 ± 0.01) diminue de 6.8% ($p = 0.898$) par rapport à l'indice de symétrie avant entraînement (0.017 ± 0.015). Ce résultat ne montre aucune significativité. En revanche une différence quasi significative est observée entre l'indice de symétrie après les entraînements sur sol et sur tapis roulant (0.012 ± 0.0053) : l'entraînement sur tapis roulant crée une diminution de 30% ($p = 0.065$).

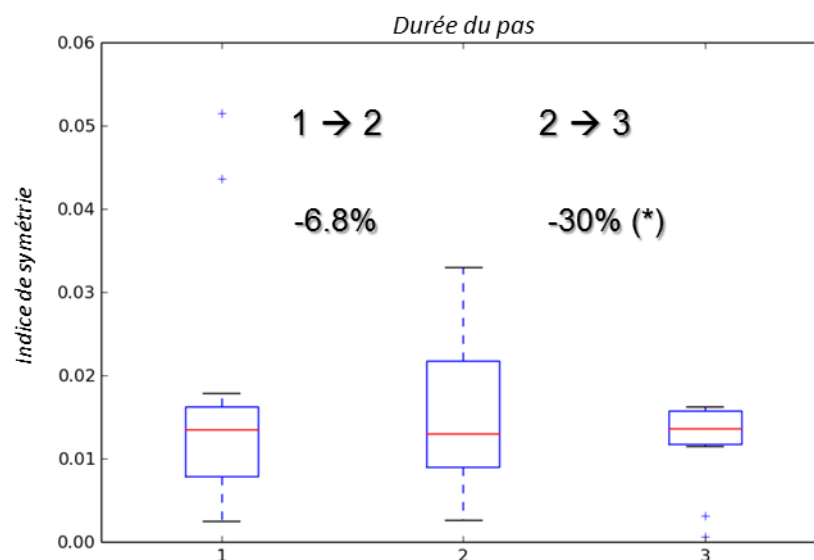


Figure 15: Indice de symétrie pour la durée du pas 1) avant entraînement, 2) après entraînement sur sol et 3) après entraînement sur tapis roulant. L'étoile entre parenthèses et après la valeur de -30% indique une différence quasi significatif entre les mesures 2 et 3.

Durée du contact

L'indice de symétrie de DC avant et après entraînements sur sol et sur tapis roulant est illustré dans la Figure 16. Les tests de normalité ont montré une distribution non normale ($p=0.02$). La significativité a donc été étudiée avec des wilcox-tests. L'indice de symétrie de DC après entraînement sur sol (0.016 ± 0.016) est inférieur de 86.5% ($p=0.123$) par rapport à la mesure avant entraînement (0.032 ± 0.034). Après entraînement sur tapis roulant (0.019 ± 0.0082) il augmente de 20.5% ($p = 0.21$) par rapport à la mesure après entraînement sur sol.

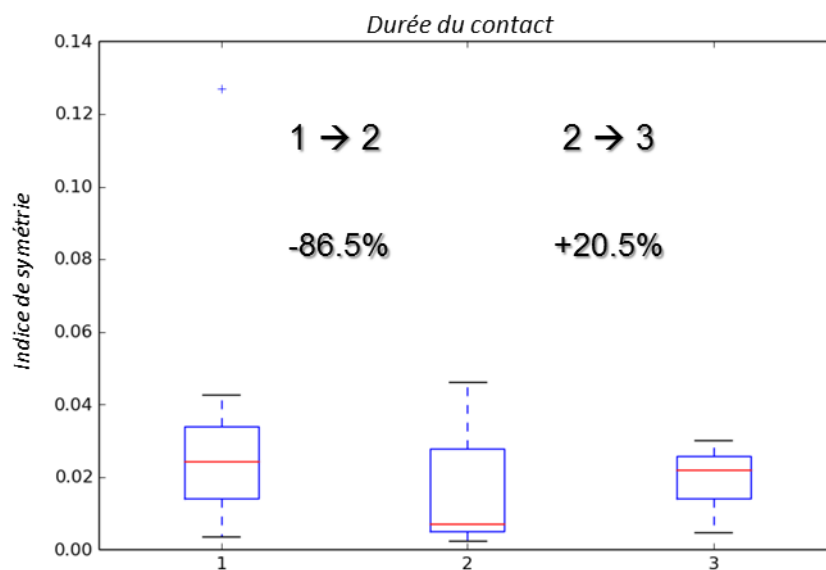


Figure 16: Indice de symétrie pour la durée du contact 1) avant entraînement, 2) après entraînement sur sol et 3) après entraînement sur tapis roulant.

4. Discussion

Dans ce travail de recherche nous envisagions d'analyser la symétrie de la foulée de coureurs souffrant d'une blessure chronique au genou et d'étudier l'évolution de cette symétrie en fonction d'entraînement sur sol et tapis roulant. Les résultats ont montré que parmi les trois paramètres étudiés (DC, DP et GVV), le gain en vitesse verticale est le seul qui montre une évolution significative du coefficient de symétrie (indice de symétrie) indiquant qu'un entraînement sur tapis améliore la symétrie de GVV et par conséquent la foulée.

La discussion est subdivisée en deux parties : la première correspond à l'analyse des différences entre jambes affectée et non affectée, la deuxième par l'analyse de l'évolution des paramètres de symétrie.

Par la suite nous présenterons les points forts et les limites du travail. Nous comparerons nos résultats avec des publications récentes et, pour répondre aux questions restant ouvertes, nous proposerons des nouvelles études.

4.1. Différences entre les jambes affectée et non affectée

Gain en vitesse verticale

Nos résultats pour GVV corroborent les résultats de travaux antérieurs utilisant d'autres techniques de mesure. Une étude de l'asymétrie de la foulée de Robadey J. (2013) utilisant des plaques de force et un système Vicon a montré des différences significatives entre les jambes AF et NA pour le temps effectif de contact pour des personnes souffrant d'arthrose au genou. Nos résultats montrent aussi qu'après les entraînements la différence entre GVV NA et GVV AF augmente de façon importante (> 6%) et devient significative. Ces observations peuvent être expliquées par l'effet négatif d'un entraînement intensif (3x 45 min par semaine durant trois semaines) pour des personnes blessées au genou.

D'autres études ont comparé la symétrie droite-gauche de la force verticale maximale de coureuses saines sans historique de blessure et de coureuses avec un historique de blessure au membre inférieur : Zifchock R. (2006). Une force verticale plus importante a

été observée pour le groupe de coureuses saines et les sujets avec historique de blessure ont présenté une force verticale significativement supérieure pour la jambe NA par rapport à la jambe AF. Ce résultat peut être mis en relation avec nos mesure de GVV. En effet GVV correspond à l'intégrale de l'accélération verticale positive du centre de gravité (gc) (formule (1), chapitre 2.5.1). En considérant que cg se trouve approximativement au bas du dos et en utilisant la deuxième lois de Newton ($a_v = \frac{F_v}{m}$), où F_v est la force verticale agissant sur le centre de gravité, nous trouvons la relation suivante : $GVV = \int \frac{F_v}{m(sujet)}$.

Ainsi si GVV est plus important pour la jambe NA, l'intégrale de F_v sera plus importante pour la jambe NA. Par conséquent il est fort probable que $F_{v\max}$ soit aussi plus important pour cette jambe.

Si l'on compare le type d'entraînement, une amélioration nette de la différence entre les jambes NA et AF après un entraînement sur tapis roulant par rapport à un entraînement sur sol a été observé : une diminution significative du 40% de la différence représente une évolution positive importante.

Notons que parmi les trois paramètres étudiés, le gain en vitesse verticale est le paramètre qui présente la plus grande différence entre jambes NA et AF. Cette différence et la significativité de GVV présentent aussi la plus grande dépendance du type d'entraînement.

Durée du pas

Les durées du pas : DP entre les jambes NA et AF ne montrent en revanche que des tendances faibles et non significatives : $\Delta DP \leq 1\%$. Les différences sont encore plus faibles après les entraînement. Ce résultat contraste les résultats obtenus de l'étude de Robadey J. (2013) qui ont montré que pour des personnes sérieusement blessées, ils existent des différences significatives entre les jambes AF et NA pour les durées du pas ($\Delta DP = 3\%$). D'autre part l'étude de Bredeweg S.W., (2013) en analysant la durée du pas pendant la course de sujets sains et blessés n'a par contre pas montré des différences significatives entre les jambes AF et NA des sujets blessés.

Durée du contact

La durée du contact est le paramètre dont la différence relative entre les jambes est la plus petite. Nous observons une tendance montrant une durée du contact plus longue sur la jambe blessée que sur la jambe non blessée avec une différence $\leq 0.6\%$ pour les trois conditions de mesure. Cette tendance peut être expliquée par le manque de force de la jambe AF qui a besoin d'une durée du contact augmentée. Aussi l'étude de Zifchock R. (2006) a montré que la force verticale de la jambe AF est moins importante par rapport à la jambe NA ce qui pourrait confirmer cette explication.

Après un entraînement sur sol les différences de GVV augmentent et celles de DC diminuent. A l'inverse après un entraînement sur tapis roulant, les différences de GVV diminuent alors que celles de DC augmentent. L'entraînement provoque ainsi des effets inverses pour dc et GVV. Ce phénomène peut être expliqué par une durée du contact DC_{AF} qui s'accroît encore plus par rapport à DC_{NA} ($|\Delta DC|$ augmente) pour permettre à GVV_{AF} de s'approcher de GVV_{NA} ($|\Delta GVV|$ diminue).

4.2. Indice de symétrie

Gain en vitesse verticale

Les résultats montrent un effet important négatif et significatif de l'entraînement sur la symétrie de GVV pour des personnes blessées au genou. Cependant si après l'entraînement sur sol, un entraînement sur tapis roulant est réalisé, le coefficient IS de GVV perd la moitié de sa valeur et ceci de manière significative. Cette évolution illustre la nette amélioration de la symétrie provenant de l'entraînement sur tapis roulant.

Si nous comparons les trois conditions étudiées, l'évolution de la symétrie présente un effet négatif d'augmentation d'asymétrie après tout type d'entraînement par rapport à la condition sans entraînement. L'augmentation est cependant 4x plus faible après un entraînement sur tapis qu'après un entraînement sur sol, ce qui montre que l'entraînement sur tapis est nettement plus favorable que celui sur sol. Nous pouvons ainsi confirmer les suggestions d'un effet bénéfique d'un entraînement sur tapis roulant pour la symétrie de la locomotion suggéré par Robadey J. (2013) après une comparaison de la foulée sur tapis et sur sol pour des sujets blessés au genou..

Durée du pas

Comme nous l'avons observé dans le chapitre précédent, DP ne montre pas d'effet significatif entre AF et NA. Ceci provient du fait que la jambe présentant le plus grand « DP » n'est pas liée au côté AF ou NA : le côté avec plus grand DP change en fonction du sujet. L'indice de symétrie révèle une amélioration quasi-significative de la symétrie de DP après l'entraînement sur tapis roulant avec une réduction de IS de 30%. Notez que l'étude de Robadey J. (2013) a démontré que des sujets blessés au genou ont de manière significative une plus grande symétrie de DP lorsqu'ils courent sur tapis plutôt que sur sol. Dans ce travail nous avons montré que l'entraînement sur tapis provoque une amélioration de la symétrie de DP par rapport à l'entraînement sur sol.

Durée du contact

Les différences entre jambes NA et AF augmentent après entraînement sur tapis roulant. Dû à cet effet, le coefficient de symétrie de DC augmente avec l'entraînement sur tapis. Nous pouvons considérer que cette augmentation de l'asymétrie de DC est nécessaire pour pouvoir augmenter la symétrie de GVV : un contact prolongé de la jambe AF peut en effet entraîner une augmentation de GVV. Notons que ces effets ne sont cependant que des tendances non significatives. Nous pouvons ainsi interpréter que le GVV de la jambe AF s'améliore principalement par une augmentation de la force moyenne durant le contact (chapitre 2.5.2., Figure 7) et ensuite par une durée de contact prolongée. Notez que GVV est calculé pour une durée de contact avec la « force verticale > poids » et pas pour la durée totale de contact. Il est cependant très probable que la durée de contact avec « force verticale > poids » s'accroisse si la durée totale de contact s'accroît.

Nos résultats et leur analyse démontre qu'un entraînement sur tapis améliore la symétrie de GVV de manière significative. Ils ne donnent cependant pas d'explication sur la cause de cette amélioration. Une observation et réflexion suivante propose une explication potentielle.

Lors de la course sur tapis, les sujets ont le tableau de bord en point de mire ce qui leur donne une distance et par conséquent une vitesse de référence: V_{ref} . Une déviation par rapport à cette vitesse provoque un éloignement ou un rapprochement du tableau de bord instantané. Il est donc fort probable que le sujet corrige les variations d'éloignement. Par

contre en courant sur le sol, le même sujet n'a aucune information sur la variation de sa vitesse. Le paramètre décrivant ces variations est la vitesse antéro-postérieure (annexe 7). Une analyse plus approfondi des variations de vitesse antéro-postérieure sur tapis roulant et sur sol est nécessaire pour confirmer l'hypothèse citée plus haut.

L'analyse globale présentée dans cette étude nous permet de confirmer l'hypothèse que des sujets souffrant d'une blessure chronique au genou peuvent partiellement améliorer leur foulée après un entraînement sur tapis roulant ; et ce dernier point discuté propose une explication possible.

4.3. Points forts et limites du travail

Face à la complexité du sujet traité, cette étude a démontré l'effet positif de l'entraînement sur tapis roulant. Le questionnaire initial et la mesure réalisée avant les entraînements ont permis de se baser sur des outils valides et fiables. Sans ces moyens de contrôle, il n'aurait pas été possible de donner une valeur comparative aux résultats des mesures entre les entraînements sur sol et sur tapis. Cette remarque est aussi valable dans l'exécution des mesures : les sujets étaient tous motivés et satisfaits des entraînements ce qui a favorisé le bon fonctionnement de l'étude. La préparation et le suivi des mesures au stade ont garanti un déroulement des mesures en respectant le timing suggéré. Malgré l'utilisation d'un matériel scientifique simple et restreint, cette étude a démontré son efficacité et a donné les résultats attendus en concordance avec les connaissances actuelles.

Un autre aspect positif de notre étude réside dans le fait que les tests ont été réalisés par une petite équipe (2 personnes). D'autre part les entraînements sur tapis roulants ont été suivis régulièrement, ce qui a permis de contrôler la similarité et la qualité des entraînements pour chaque participant.

Un point intéressant à mentionner est que cette étude est la première à avoir utilisé de nouveaux accéléromètres PARTwear, (spin off de la Haute Ecole Spécialisée Bernoise de Bienne) et Togodo (spin off de l'Ecole d'Ingénieur de Fribourg) de manière indépendante. En collaborant avec les développeurs de ces capteurs nous avons eu la possibilité de comprendre leur fonctionnement dans les détails et avons pu leur proposer de nouvelles procédures de mesure et de nouvelles applications.

Malgré les points forts mentionnés ci-dessus, notre étude présente certaines limitations:

- Une des premières limites de notre étude est la taille de l'échantillon. Un plus grand nombre de sujets aurait été avantageux pour les statistiques. Mais la situation : accessibilité aux tapis roulants, organisation des mesures et suivi des entraînements ainsi que type de blessure recherché ne nous permettaient pas d'avoir plus de 18 personnes.
- Nous avons exclu sept personnes de l'analyse détaillée car ils ont annoncé des blessures mixtes (au genou et à d'autres endroits), ou montré une asymétrie insuffisante (annexe 5). Les sujets restant, présentaient des blessures au genou qui

n'était pas homogènes (différentes blessures chroniques du genoux). En effet avoir un groupe avec une blessure de genou identique ne s'est pas révélé possible.

- Il est nécessaire de prendre en considération les effets provenant du positionnement du capteur du dos. Nos analyses ont montré que la fixation de l'appareil au niveau du pelvis du sujet (et non au centre de gravité) peut engendrer des difficultés d'interprétation des mesures. A cause de l'élasticité de la fixation et du poids de l'appareil, la mesure de la course donne des erreurs sur l'accélération : retard et oscillation. Leur effet négatif est cependant limité pour le calcul de GVV (intégration de l'accélération, voir chapitre 2.5.2). Il serait préférable de diminuer ces imprécisions dérivées du positionnement de ce capteur et de son poids pour des investigations futures.

4.4 Perspectives de nouvelles questions de recherche

Nous avons pu constater à travers cette étude qu'un entraînement sur tapis roulant peut partiellement corriger la symétrie de la foulée de personnes blessées au genou. Dans le cadre d'une recherche future sur la même thématique, il serait certainement intéressant d'effectuer une autre mesure un mois après la fin des entraînements sur tapis roulant. Dans ce contexte, nous pourrions déterminer la durabilité de l'amélioration de la symétrie.

Une deuxième proposition serait d'évaluer les éventuelles différences pour d'autres paramètres comme le gain en vitesse antéro-postérieure (de manière systématique), la durée de vol, le pourcentage de coureurs sur talon et sur pointe, pour les coureurs sur talon, la durée entre le toucher du talon et le toucher de la pointe.

Les sujets sains ont des asymétries naturelles qui ne sont pas la conséquence d'une blessure mais sont liées à une jambe plus puissante que l'autre. Sadeghi (1997) et al. et Vanden-Abee (2013) associent les comportements asymétriques des membres inférieurs à la contribution spécifique de chaque membre dans les tâches de support et de mobilité. Une dernière proposition serait donc d'analyser cette asymétrie naturelle de sujets sains (sportifs) et voir si elle pourrait être partiellement corrigée après un entraînement sur tapis.

5. Conclusion

Grace à cette étude nous avons pu analyser la symétrie de la course à pied de sujets souffrant d'une blessure chronique au genou. Les résultats nous montrent qu'un entraînement sur tapis roulant est à l'origine d'une importante et significative amélioration de la symétrie du paramètre « GVV : gain en vitesse vertical » visualisée par la diminution significative du coefficient IS de GVV. Nous remarquons ainsi un effet positif sur la foulée : les personnes blessées s'étant préalablement entraînées sur sol peuvent corriger leur asymétrie en s'entraînant sur tapis roulant.

Il est important d'ajouter que l'effet de l'entraînement provoque un effet négatif d'augmentation de l'asymétrie par rapport à la condition sans entraînement, mais que cette augmentation est 4x plus faible après un entraînement sur tapis qu'après un entraînement sur sol. Nous pouvons déduire de ces réflexions qu'il est déconseillé pour des personnes blessées au genou de courir uniquement sur sol. Il serait plus approprié de suivre d'abord des entraînements sur tapis roulant pour favoriser la symétrie de la foulée et, dans une phase successive, de combiner les deux types d'entraînement.

Vus les effets bénéfiques sur la symétrie de la locomotion, le tapis roulant pourrait ainsi être conseillé pour une phase de réhabilitation destiné à des personnes blessés aux membres inférieurs. Il pourrait aussi être favorable pour des personnes non blessées mais présentant une asymétrie naturelle : l'entraînement sur tapis limiterait les asymétries naturelles entre les deux jambes non liées à une blessure.

6. Remerciements

Ce travail n'est pas simplement le fruit de nombreuses heures de recherches, de rédaction, de remise en question et d'investissement personnel durant cette dernière année d'étude. Il comprend aussi une série de rencontres enrichissantes, l'ouverture de nouvelles portes pour le futur ainsi que le soutien inestimable de plusieurs personnes.

En premier lieu, j'aimerais citer et remercier mon superviseur de travail, M. Jacques Robadey pour son excellent suivi, ses encouragements et son dévouement tout au long de cette année. Je remercie également M. Didier Staudenmann directeur du travail. Merci aussi à M. Alain Rouvenaz pour la mise à disposition de matériel indispensable pour la procédure des mesures.

Par la même occasion, j'exprime un tout grand merci au service sportif de l'Université de Fribourg qui par sa confiance, m'a permis d'utiliser le stade St. Léonard et les tapis roulant durant les différentes phases de mesures.

Mes remerciements se destinent aussi à la Haute Ecole Spécialisée Bernoise, Bienne ainsi qu'à l'Ecole d'Ingénieur de Fribourg et tout particulièrement Michael Gasser et Nicolas Schroeter qui m'ont mis à disposition les deux appareils d'accélérométrie (PARTwear et Togodo) pour la réalisation de cette étude.

Au sujets qui ont participé à l'étude, j'adresse également ma sincère reconnaissance. C'est grâce à leur engagement et leur disponibilité que ce projet a pu être mené à bien.

Enfin, je désire exprimer ma gratitude à ma famille et à mes amis proches qui m'ont soutenu tout au long de ce travail et encouragé dans les bons comme dans les mauvais moments.

7. Bibliographie

Ouvrages généraux

Paul Grimshaw et Adrian (2006) Burden, Biomécanique du sport et de l'exercice. Science et pratique du sport. De boek.

Paul Allard, Jean-Pierre Blanchi et collaborateurs (2000). Analyse du mouvement humain par la biomécanique (2^{ème} édition). Décarie éditeur (Canada).

Articles scientifiques

- Benno M.N., Ruud W., Boer E., Fisher V. (1995) A kinematic comparison of overground and treadmill running. *Human Performance Laboratory* ; 98-105.
- Bredeweg S.W., Buist I., Kluitenberg B. (2013) Differences in kinetic asymmetry between injured and noninjured novice runners : A prospective cohort study. *Gait and Posture* ; 38 : 847-852.
- Cigali B.S., Ulucam E., Yilmaz A., Cakiroglu M. (2004) Comparison of asymmetries in ground reaction force patterns between normal human gait and football players. *Biology of Sport* ; 21 : 241-248.
- Femery V., Moretto P., Renaut H., Lensel G., Thevenon A. (2002) Analyse des asymétries baropodométriques lors de la marche chez le sujet valide : application à l'étude des asymétries chez l'enfant infirme moteur cérébral. *Méd Phys*; 45 : 114-122.
- Gales D.G., Challis J.H. (2005) Ground reaction force asymmetries during sustained running. *Biomechanics Laboratory, The Pennsylvania State University, ASB 29th Annual Meeting*.
- Kluitenberg B., Bredeweg S.W., Zijlstra S., Zijlstra W., Buist I. (2012) Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill running. A validation study. *BMC Musculoskeletal Disorders*.

- Maupas E., Paysant J., Martinet N., André J-M. (1999) Asymmetric leg activity in healthy subjects during walking, detected by electrogoniometry. *Clinical Biomechanics* ; 14 : 403-411.
- Milgrom C., Finestone A., Segev S, Olin C., Arndt T., Ekenman I (2003) Are overground or treadmill runners more likely to sustain tibial stress fracture? *Br J Sports Med* ; 37:160-163.
- Patterson K.K., Gage W.K., Brooks D., Black S.E., McIlroy W.E. (2010) Evaluation of gait symmetry after stroke : A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait and Posture*; 31 : 241-246.
- Reisman D.S., McLean H., Bastian A.J. (2010) Split-belt treadmill training post-stroke : a case study. *J Neurol Phys Ther* ;34 : 202-207.
- Reisman D.S., Wityk R., Silver K, Bastian A.J.(2007) Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain* ; 130:61-72.
- Robadey J., Schween R., Gehring D., Staudenmann D. (2014) Change of symmetry between over ground and treadmill running with a chronic knee injury. 19th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB) proceedings.
- Sadeghi H., Allard P., Duhaime M. (1997) Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science* ; 16 : 243-258.
- Sadeghi H., Allard P., Prince F., Labelle H. (2000) Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture* ; 12 :34-45.
- Schachea A.G., Blanchb P.D., Rathc D.A., Wrigleyd T.V., Starre R., Bennella K.L. (2001) A comparison of overground and treadmill running for measuring the three-dimensional kinematics of the lumbo–pelvic–hip complex. *Clinical Biomechanics*; 16: 667–680.
- Seeley M-K, Umberger B.R., Shapiro R. (2008) A test of the functional asymmetry in walking. *Gait and Posture*; 28: 24-28.
- Shorter K.A., Polk J.D., Rosengren K.S., Hsiao-Wecksler E.T. (2008) A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clinical Biomechanics* ; 23 : 459-467.

- *Van Caekenberghe I., Segers V., Willems P., Aerts P., and De Clercq D. (2011) Treadmill vs overground accelerated running. ISB.*
- *Vanden-Abee J. (1980) Comments on the functional asymmetries of the lower extremities. Cortex ; 16 : 325-329.*
- *Van Mechelen W. (1992) Running Injuries. Sports Medicine; 14 :320-335.*
- *Zifchock R.A., Davis I., Hamill J. (2006) Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fracture. Journal of Biomechanics ; 39 : 2792-2797.*
- *Zifchock R.A., Davis I., Higginson J., McCaw S., Royer T. (2008) Side-to-side differences in overuse running injury susceptibility : A retrospective study. Human Movement Science ; 27 : 888-902.*

8. Déclaration personnelle

« Je soussignée certifie avoir réalisé le présent travail de façon autonome, sans aide illicite quelconque. Tout élément emprunté littéralement ou mutatis mutandis à des publications ou à des sources inconnues, a été rendu reconnaissable comme tel. »

Lieu, date

Signature

9. Droits d'auteur

« Je soussignée reconnais que le présent travail est une partie constituante de la formation en Sciences du Mouvement et du Sport à l'Université de Fribourg. Je m'engage donc à céder entièrement les droits d'auteur – y compris les droits de publication et autres droits liés à des fins commerciales ou bénévoles – à l'Université de Fribourg.

La cession à tiers des droits d'auteur par l'Université est soumise à l'accord de la soussignée uniquement.

Cet accord ne peut faire l'objet d'aucune rétribution financière. »

Date

Signature

10. Annexes

Table des annexes

Annexe 1 : Consentement du participant à l'étude

Annexe 2 : Informations pour les participants

Annexe 3: Questionnaire pour les participants

Annexe 4 : Données anthropométriques et informations sur la blessure

Annexe 5 : Mesures des trois paramètres pour tous les participants

Annexe 6 : Analyse détaillée des trois paramètres pour les participants inclus dans l'étude

Annexe 7: Analyse préliminaire de la vitesse antéro-postérieure

Annexe 8 : Informations concernant l'accéléromètre « Togodo »

Annexe 9 : Informations concernant l'accéléromètre « PARTwear »

Annexe 1: Consentement du participant à l'étude



UNIVERSITÉ DE FRIBOURG
UNIVERSITÄT FREIBURG

SCIENCES DU MOUVEMENT ET DU SPORT
BEWEGUNGS- UND SPORTWISSENSCHAFTEN

Consentement du participant à l'étude :

« Mesure de l'asymétrie de la foulée de coureurs blessés au genou »

Je, soussigné, certifie :

- avoir compris et accepté les informations données
- avoir pu poser toutes les questions souhaitées et avoir reçu des réponses satisfaisantes.
- être informé-e que toutes les données personnelles et les résultats obtenus à mon sujet, ainsi que ma participation à l'étude sont confidentiels et ne seront disponibles qu'aux chercheurs directement impliqués dans cette étude.
- être informé-e que les résultats obtenus lors de l'étude seront publiés de manière anonyme, et sous une forme qui ne peut pas m'identifier, dans une ou plusieurs publications scientifiques. J'y ai donné mon accord.
- consentir à participer volontairement à l'étude susmentionnée comme sujet.

Sujet de l'étude

Nom:

Prénom:

Signature:

Personne avant conduit l'entretien de consentement

Je confirme avoir personnellement expliqué au sujet désigné ci-dessus la nature, le but, la durée et les effets et risques prévisibles de l'étude

Nom:

Prénom:

Signature:

Annexe 2 : Informations pour les participants

Programme de l'étude et informations générales pour les participants

1^{ère} mesure :

- Date et lieu : 30 ou 31 octobre ou 1^{er} novembre 2014 au stade St. Léonard, Fribourg (horaire différent pour chacun)
- Mesures anthropométriques : poids, taille, longueur des jambes
- Echauffement 5 min
- Explication du test et début du test : courir 400 m (rythme footing)
- Venir avec vêtements de sport agréables pour la course : chaussures adéquates (**attention utiliser toujours les mêmes chaussures pour les 3 mesures svp**), vêtements pour le froid (vestiaires et douches du stade disponibles).

La course se fera avec des dispositifs qu'on mettra sur les pieds et sur la partie lombaire du dos, ces dispositifs ne sont pas invasifs !

Entraînement dans les 3 semaines suivantes:

Après cette première mesure, vous devrez faire vos propres entraînements 3 fois par semaines de 40-45 min **sur sol** (plat, forêt ou sur route), inclus les courses style Corrida Bulloise.

2^{ème} mesure :

- Date et lieu : 20 ou 21 ou 22 novembre 2014 au stade St. Léonard, Fribourg (horaire différent pour chacun)
- Echauffement 5 min
- Explication du test et début du test : courir 400 ou 800 m (rythme footing)
- Venir avec vêtements de sport agréables pour la course : chaussures adéquates (**attention utiliser toujours les mêmes chaussures pour les 3 mesures svp**), vêtements pour le froid (vestiaires et douches du stade disponibles).

Comme pour la première mesure, la course se fera avec des dispositifs qu'on mettra sur les pieds et sur la partie lombaire du dos.

Entraînement dans les 3 semaines suivantes:

Après cette deuxième mesure, vous devrez suivre des entraînements 3 fois par semaines de 40-45 min **uniquement sur tapis roulant**. Si vous n'êtes pas clients d'une salle fitness ou si vous n'avez pas la possibilité, je vous mettrai à disposition les tapis roulants de l'uni Fribourg.

3^{ème} mesure :

- Date et lieu : 11 ou 12 ou 13 décembre 2014 au stade St. Léonard, Fribourg (horaire différent pour chacun)
- Echauffement 5 min
- Explication du test et début du test : courir 400 m (rythme footing)

- Venir avec vêtements de sport agréables pour la course : chaussures adéquates (**attention utiliser toujours les mêmes chaussures pour les 3 mesures svp**), vêtements pour le froid (vestiaires et douches du stade disponibles).

Comme pour la première et deuxième mesure, la course se fera avec des dispositifs qu'on mettra sur les pieds et sur la partie lombaire du dos.

Comme j'ai déjà dit, il s'agit de mon travail de master et c'est bien de procéder de manière régulière et constante ; je serai toujours disponible et je vous assure que toutes les données seront traitées de manière confidentielle et anonyme. En tout cas ça sera intéressant aussi pour vous !

Résumé :

1^{ère} mesure 30-31 oct. et 1 ^{er} nov. Courir 400 ou 800 m	<i>3 semaines d'entrainem. de course sur sol</i>	2^{ème} mesure 20-21-22 nov. Courir 400 ou 800 m	<i>3 semaines d'entrainem. que sur tapis roulant</i>	3^{ème} mesure 11-12-13 déc. Courir 400 ou 800 m
--	--	---	--	---

Annexe 3: Questionnaire pour les participants

Questionnaire : état de blessure – entraînement

a) Est-ce que vous avez consulté un médecin concernant votre douleur ou blessure ? Quel type de diagnostique avez-vous reçu ?

.....
.....

b) Quel est votre médecin traitant ?.....

c) Quelle type de blessure avez-vous et de quel côté ? Depuis quand ?

.....
.....

d) Avez-vous des douleurs aux deux côtés ? Un côté est-il plus blessé que l'autre, si oui lequel ?

.....

e) Avez-vous déjà suivi des traitements spécifiques pour sa guérison ? Quel genre de traitement ?

.....
.....

f) Êtes vous encore en traitement ?.....

g) Veuillez estimer la gravité de votre blessure (mettez une croix dans la case qui vous convient).

Concernant la course :

- ☐ 1. J'ai quelque fois des douleurs. Elles disparaissent après un jour de repos.
- ☐ 2. Dès que je cours j'ai des douleurs mais elles disparaissent après un jour de repos.
- ☐ 3. Dès que je cours j'ai des douleurs mais elles disparaissent après 3-4 jours de repos.
- ☐ 4. Les douleurs persistent.
- ☐ 5. Une intervention chirurgicale est nécessaire.

h) Fréquence d'entraînement malgré la blessure :

- ☐ 1. Basse (0-1x par semaine)
- ☐ 2. Moyenne (2-3x par semaine)
- ☐ 3. Forte (> 3x par semaine)

i) Comment je me sens aujourd'hui (douleurs) ?.....

l) Avez-vous la possibilité d'utiliser un tapis roulant (au centre fitness, à la maison, à la physio) ?

.....

Merci beaucoup de votre engagement !

Annexe 4 : Données anthropométriques et informations sur la blessure

Prénom	Age	Taille (cm)	Poids (kg)	Cheville-genou (cm)		Genou-hanche (cm)		Blessure	Côté
1. Michel	53	181	68	42	43	41	42	Douleurs irrégulières au genou	Gauche
2. Patrick	37	176	69	42	41	42	42	Douleurs au genou	Droit
3. Joseph	66	176	75	44	44	42	44	Douleurs récurrentes au genou	Gauche
4. Sabrina	23	169	60	38	39	43	43	Douleurs au genou (pour opération)	Droit
5. José	43	167	88	39	40	38	38	Douleurs sous les rotules	Les deux côtés
6. Bruno	50	174	85	39	40	41	41	Décollement du cartilage de la rotule	Gauche
7. Régine	49	161	61	38	38	38	39	Douleurs au genou	Droit
8. Salvatore	68	162	65	40	41	43	42	Problèmes au ménisques	Droit
9. Christiane	43	162	64	38	38	43	41	Douleurs chroniques	Gauche
10. Sylviane	40	169	53	39	39	45	44	Douleurs au genou	Gauche
11. Jacques	41	171	71	40	39	43	41	Problèmes de cartilage et légère déchirure du ligament	Droit
12. Laure	29	168	58	39	40	44	44	Douleurs au genou	Gauche
13. Christian	52	181	82	44	43	46	46	Douleur au genou et déchirure de l'adducteur	Gauche
14. Henri	50	178	75	41	41	43	43	Arthrose au genou	Gauche
15. Charles	61	168	80	40	40	43	42	Arthrose au genou et à la hanche	Droit
16. Anatolio	51	182	90	44	43	46	46	Arthrose au genou	Droit
17. Anne	45	157	51	37	36	43	43	Arthrose au genou	Droit
18. Veronique	48	171	68	39	39	45	45	Début d'arthrose au genou	Droit

Annexe 5 : Mesures des trois paramètres pour tous les participants

Gain en vitesse verticale (m/s)

Sujets	Mesure 1		Mesure 2		IS (%)	Mesure 3	
	Jambe faible	Jambe forte	J. faible	J. forte		J. faible	J. forte
1	0,14184	0,14508	0,14759	0,15635	5,60%	0,14942	0,15921
2	0,13756	0,17644	0,13472	0,17656	23,70%	0,13698	0,16472
3	0,18452	0,1912	0,16488	0,17827	7,51%	0,17474	0,18441
4	0,19183	0,20764	0,16248	0,16815	3,37%	0,19049	0,20455
5	0,16462	0,17015	0,167	0,17947	6,95%	0,15735	0,17438
6	0,17408	0,17046	0,1676	0,18456	9,19%	0,16688	0,17967
7	0,15779	0,15845	0,15395	0,17154	10,25%	0,16656	0,1687
8	0,1722	0,16889	0,13537	0,14226	4,84%	0,13156	0,13524
9	0,1621	0,15354	0,15191	0,15219	0,18%	0,16005	0,16681
10	0,19024	0,18263	0,20067	0,22445	10,59%	0,19935	0,20983
11	0,1933	0,20443	0,17482	0,17712	1,30%	0,18198	0,19938
12	0,17553	0,17565	0,16026	0,17057	6,04%	0,15562	0,16305
13	0,19696	0,18386	0,17976	0,18798	4,37%	0,16323	0,17696
14	0,16645	0,18359	0,16146	0,1684	4,12%	0,1741	0,18239
15	0,16193	0,15903	0,14631	0,15865	7,78%	0,15405	0,17287
16	0,16556	0,18879	0,1563	0,18294	14,56%	0,16244	0,1978
17	0,16624	0,17374	0,15682	0,16329	3,96%	0,15408	0,15855
18	0,12581	0,12588	0,11379	0,14147	19,57%	0,11986	0,12974

Durée du pas (s)

Sujets	Mesure 1		Mesure 2		Mesure 3	
	J. faible	J. forte	J. faible	J. forte	J. faible	J. forte
1	0,3329	0,35099	0,34591	0,35773	0,33679	0,34224
2	0,33852	0,34207	0,35228	0,35321	0,35344	0,35321
3	0,35283	0,35094	0,3615	0,35736	0,32661	0,33042
4	0,3841	0,36815	0,37553	0,35668	0,37122	0,36277
5	0,35409	0,35589	0,36581	0,3661	0,35005	0,3546
6	0,32417	0,33896	0,33348	0,3379	0,33735	0,34269
7	0,334	0,33857	0,34165	0,33754	0,34106	0,33702
8	0,34813	0,34329	0,34212	0,34976	0,33392	0,33856
9	0,32318	0,33067	0,32221	0,33011	0,31924	0,32424
10	0,38564	0,37884	0,38256	0,37443	0,37132	0,36624
11	0,35754	0,36687	0,35541	0,35705	0,34736	0,35754
12	0,34665	0,34754	0,34991	0,34766	0,34023	0,34459
13	0,34516	0,3262	0,3116	0,33849	0,326	0,31447
14	0,31952	0,32124	0,33727	0,34753	0,31786	0,32307
15	0,29914	0,30933	0,30427	0,32121	0,31388	0,31814
16	0,3448	0,35315	0,33807	0,35176	0,32715	0,34982
17	0,35549	0,35733	0,35108	0,35878	0,36	0,35423
18	0,32997	0,32622	0,33521	0,33373	0,33047	0,33154

Durée du contact (s)

	Mesure 1		Mesure 2		Mesure 3	
	J. faible	J. forte	J. faible	J. forte	J. faible	J. forte
1	0,24293	0,25107	0,24873	0,25482	0,22117	0,22781
2	0,30271	0,30571	0,33726	0,33639	0,31399	0,32111
3	0,29335	0,29879	0,33786	0,34033	0,24886	0,25399
4	0,28878	0,27931	0,2981	0,28245	0,26583	0,25433
5	0,2917	0,29305	0,29326	0,2915	0,24193	0,26406
6	0,25856	0,2595	0,25169	0,25252	0,26148	0,25895
7	0,30082	0,29952	0,30132	0,29196	0,29664	0,28796
8	0,28506	0,27825	0,35262	0,35552	0,30345	0,29861
9	0,26291	0,26208	0,26562	0,25949	0,26174	0,26103
10	0,26194	0,27153	0,25095	0,26053	0,23042	0,23679
11	0,26036	0,26836	0,26763	0,26827	0,2337	0,24149
12	0,28322	0,27163	0,28827	0,27557	0,28673	0,28536
13	0,26208	0,26894	0,25316	0,25566	0,23717	0,24372
14	0,24229	0,24954	0,28415	0,28222	0,25101	0,25729
15	0,23963	0,24224	0,25485	0,25947	0,24649	0,24615
16	0,29297	0,28909	0,28698	0,29352	0,2598	0,27594
17	0,29077	0,25798	0,24836	0,25015	0,25979	0,25674
18	0,27583	0,28177	0,28528	0,28619	0,28328	0,28969

Les participants ayant annoncé des blessures mixtes (au genou et à un autre endroit) ainsi que les participants montrant une indice de symétrie (IS) < 3.4%) pour le paramètre « Gain en vitesse verticale » après l'entraînement sur sol (« Mesure 2 ») ont été exclus de l'analyse détaillée. Onze sujets ont été retenus pour l'analyse complète :

Sujets	Sélection (inclut/exclut)
1. Michel	Inclut
2. Patrick	Inclut
3. Joseph	Inclut
4. Sabrina	Exclut (<3.4 %)
5. José	Exclut pas de blessure prépondérante sur un côté
6. Bruno	Inclut
7. Régine	Inclut
8. Salvatore	Inclut
9. Christiane	Exclut (<3.4%)
10. Sylviane	Inclut
11. Jacques	Exclut (<3.4%)
12. Laure	Inclut
13. Christian	Exclut douleurs adducteurs
14. Henri	Inclut
15. Charles	Exclut car problème aux hanches
16. Anatolio	Exclut manque d'entraînement
17. Anne	Inclut
18. Véronique	Inclut

Annexe 6 : Analyse détaillée des trois paramètres pour les participants inclus dans l'étude

Gain en vitesse verticale (m/s)


mesure jambe	1			2			3		
	faible	forte	IS	faible	forte	IS	faible	forte	IS
1	1,3914504	1,4232348	2,23%	1,4478579	1,5337935	5,60%	1,4658102	1,5618501	6,15%
2	1,3494636	1,7308764	22,04%	1,3216032	1,7320536	23,70%	1,3437738	1,6159032	16,84%
3	1,8101412	1,875672	3,49%	1,6174728	1,7488287	7,51%	1,7141994	1,8090621	5,24%
6	1,7077248	1,6722126	2,12%	1,644156	1,8105336	9,19%	1,6370928	1,7625627	7,12%
7	1,5479199	1,5543945	0,42%	1,5102495	1,6828074	10,25%	1,6339536	1,654947	1,27%
8	1,689282	1,6568109	1,96%	1,3279797	1,3955706	4,84%	1,2906036	1,3267044	2,72%
10	1,8662544	1,7916003	4,17%	1,9685727	2,2018545	10,59%	1,9556235	2,0584323	4,99%
12	1,7219493	1,7231265	0,07%	1,5721506	1,6732917	6,04%	1,5266322	1,5995205	4,56%
14	1,6328745	1,8010179	9,34%	1,5839226	1,652004	4,12%	1,707921	1,7892459	4,55%
17	1,6308144	1,7043894	4,32%	1,5384042	1,6018749	3,96%	1,5115248	1,5553755	2,82%
18	1,2341961	1,2348828	0,06%	1,1162799	1,3878207	19,57%	1,1758266	1,2727494	7,62%
Moyenne	1,60	1,65	0,05	1,51	1,67	0,10	1,54	1,64	0,06
Standard dev.	0,20	0,18	0,06	0,22	0,22	0,06	0,22	0,22	0,04
Différences (%)	-3,23		70,93	-9,62			-5,79		-49,05


Durée d'un pas (s)


mesure jambe	1			2			3		
	faible	forte	IS	faible	forte	IS	faible	forte	IS
1	0,3329	0,35099	5,15%	0,34591	0,35773	3,30%	0,33679	0,34224	1,59%
2	0,33852	0,34207	1,04%	0,35228	0,35321	0,26%	0,35344	0,35321	0,07%
3	0,35283	0,35094	0,54%	0,3615	0,35736	1,16%	0,32661	0,33042	1,15%
6	0,32417	0,33896	4,36%	0,33348	0,3379	1,31%	0,33735	0,34269	1,56%
7	0,334	0,33857	1,35%	0,34165	0,33754	1,22%	0,34106	0,33702	1,20%
8	0,34813	0,34329	1,41%	0,34212	0,34976	2,18%	0,33392	0,33856	1,37%
10	0,38564	0,37884	1,79%	0,38256	0,37443	2,17%	0,37132	0,36624	1,39%
12	0,34665	0,34754	0,26%	0,34991	0,34766	0,65%	0,34023	0,34459	1,27%
14	0,31952	0,32124	0,54%	0,33727	0,34753	2,95%	0,31786	0,32307	1,61%
17	0,353766	0,359073	1,48%	0,35108	0,35878	2,15%	0,36	0,35423	1,63%
18	0,32997	0,32622	1,15%	0,33521	0,33373	0,44%	0,33047	0,33154	0,32%
Moyenne	0,34	0,35	0,02	0,35	0,35	0,02	0,34	0,34	0,01
Standard dev.	0,02	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01
Différences (%)	-0,83		-6,90	-0,59			-0,39		-29,99

Durée du contact (s)

mesure jambe	1			2			3		
	faible	forte	IS	faible	forte	IS	faible	forte	IS
1	0,24293	0,25107	3,24%	0,24873	0,25482	2,39%	0,22117	0,22781	2,91%
2	0,30271	0,30571	0,98%	0,33726	0,33639	0,26%	0,31399	0,32111	2,22%
3	0,29335	0,29879	1,82%	0,33786	0,34033	0,73%	0,24886	0,25399	2,02%
6	0,25856	0,2595	0,36%	0,25169	0,25252	0,33%	0,26148	0,25895	0,98%
7	0,30082	0,29952	0,43%	0,30132	0,29196	3,21%	0,29664	0,28796	3,01%
8	0,28506	0,27825	2,45%	0,35262	0,35552	0,82%	0,30345	0,29861	1,62%
10	0,26194	0,27153	3,53%	0,25095	0,26053	3,68%	0,23042	0,23679	2,69%
12	0,28322	0,27163	4,27%	0,28827	0,27557	4,61%	0,28673	0,28536	0,48%
14	0,24229	0,24954	2,91%	0,28415	0,28222	0,68%	0,25101	0,25729	2,44%
17	0,29077	0,25798	12,71%	0,24836	0,25015	0,72%	0,25979	0,25674	1,19%
18	0,27583	0,28177	2,11%	0,28528	0,28619	0,32%	0,28328	0,28969	2,21%
Moyenne	0,28	0,28	0,03	0,29	0,29	0,02	0,27	0,27	0,02
Standard dev.	0,02	0,02	0,03	0,04	0,04	0,02	0,03	0,03	0,01
Différences (%)	0,40		-86,49	0,01			-0,59		20,49

 Différence relative entre jambes faible et forte

 Différence relative entre IS avant entraînement (mesure 1) et IS après entraînement sur sol (mesure 2)

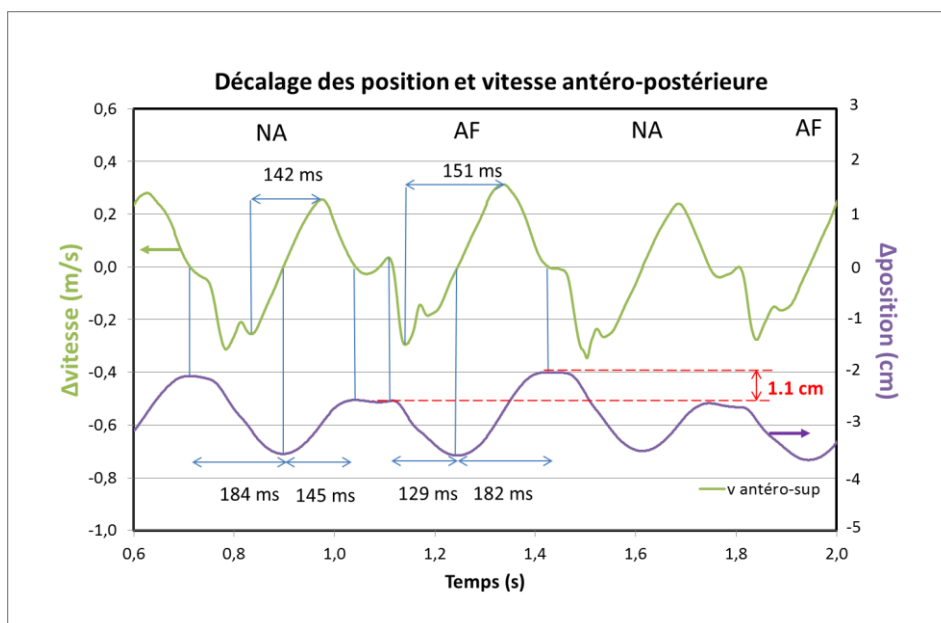
 Différence relative entre IS après entraînement sur sol (mesure 2) et IS après entraînement sur tapis (mesure 3)

Annexe 7 : Analyse préliminaire de la vitesse antéro-postérieure

Les accéléromètres mesurent aussi le mouvement dans l'axe antéro-postérieure. En intégrant l'accélération le long de cet axe (1x et 2x) nous obtenons le décalage des vitesses antéro-postérieure Δv_{ap} et la position Δpos (par rapport à la vitesse moyenne antéro-postérieure) comme présenté dans la figure suivante pour un sujet courant sur sol.



Pour une meilleure visualisation de ces courbes, un zoom a été réalisé dans la figure suivante qui illustre une variation de la position par rapport à une vitesse moyenne.



Annexe 8: Informations concernant l'accéléromètre « Togodo »

1



Togodo

TogoSys Sàrl

Nicolas Schroeter, Directeur

nicolas.schroeter@hispeed.ch
+41 79 611 26 02

2

Togodo

- Innovante, Togodo est une solution portable, flexible, performante et complète de mesures.
- Elle offre tous les outils pour la mesure: l'acquisition des signaux, le traitement numérique, la représentation de l'information, les programmes d'analyse ainsi que la télémetrie.

N. Schroeter / 08.12

3

Togodo

- Exemples de domaines d'application:
 - Mouvement et positionnement
 - Sports mécaniques, machines industrielles
 - Analyse sportive
 - ...
- Utilisation:
 - Analyse/compréhension d'un phénomène
 - Surveillance du comportement
 - ...dans le but d'améliorer les performances.

N. Schroeter / 08.12

4

Electronique embarquée



- Système embarqué dédié à l'acquisition des signaux, à leur stockage et à leur transmission
- Carte Linux à 400Mhz, 128Mo Ram et 256Mo flash
- Recharge de la batterie, Real Time Clock, USB, bluetooth, Wifi et carte micro-SDHC (16Go) intégrés
- Dimensions: 70mm x 50mm x 40mm
- 77 g avec la batterie sans le boîtier
- Multi-usagers

N. Schroeter / 08.12

5

Electronique embarquée (2)

- Capteurs:
 - GPS pour le positionnement de la mesure
 - Mesure de l'orientation, des accélérations et des vitesses angulaires avec un système inertiel 3 axes (accéléromètres, gyromètres, magnétomètres);
→ gamme complète de modèles disponibles
 - Mesure d'impulsions (capteurs laser, à effet Hall, etc ...)

N. Schroeter / 08.12

Electronique embarquée (3)

- Capteurs (Suite):
 - Mesure de signaux analogiques (tensions, température, jauge de contraintes, direction du vent, ECG, etc ...)
 - ...
- Communication:
 - Ethernet, GPRS/UMTS, CAN et série (RS-232, RS-485)
- Echantillonnage des signaux de quelques Hz à plusieurs dizaines de kHz.
- Précision temporelle inférieure à 100ns:
 - à chaque mesure sont associées la date et l'heure.
 - même précision temporelle entre plusieurs systèmes Togodo

N. Schroeter / 08.12

Téléphone portable

- Pilote l'électronique embarquée et affiche les données pertinentes à l'utilisateur
- Communique par bluetooth avec le système embarqué
- Application disponible pour téléphones Android et bientôt iPhone



N. Schroeter / 08.12

Logiciel d'analyse

- Offre le traitement numérique, la représentation et l'analyse de l'information.
- Traitement numérique et calcul:
 - Opérations mathématiques, filtres numériques,...
 - Langage de programmation intégré pour les analyses complexes
 - Système ouvert et extensible par l'utilisateur.

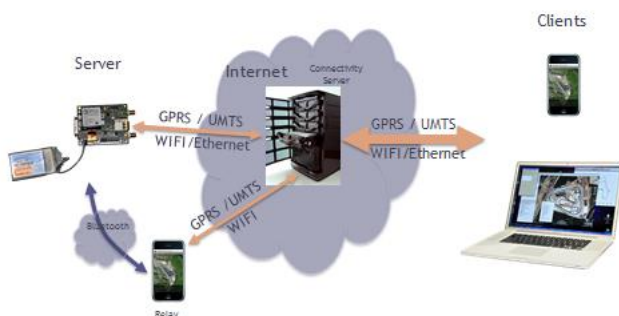
N. Schroeter / 08.12

Logiciel d'analyse (2)

- Représentations:
 - Diagrammes 2D temporels ou X/Y
 - Visualisation 3D de l'orientation
 - Visualisation de la position de la mesure sur le globe terrestre
- Possibilité d'exporter les données
- Logiciel hautement parallélisé pour le traitement de plusieurs centaines de millions de données.
- Fonctionne sur Windows, Mac OS X et Linux

N. Schroeter / 08.12

Télémétrie



N. Schroeter / 08.12

Annexe 9 : Informations concernant l'accéléromètre « PARTwear »

Team & Contact



Michael Gasser
Bachelor of Science
in Engineering

☎ +41 (0)79 567 85 46
✉ mike@partwear.ch



Benjamin Habegger
Master of Science
in Engineering

☎ +41 (0)78 891 01 65
✉ ben@partwear.ch



Damian Weber
Bachelor of Science
in Engineering

☎ +41 (0)76 478 35 34
✉ damian@partwear.ch

HuCE microLab

PARTwear, HuCE-microLab
Bern University of Applied Sciences
Quellgasse 21, 2501 Biel/Bienne
Switzerland



Improve your performance

www.partwear.ch

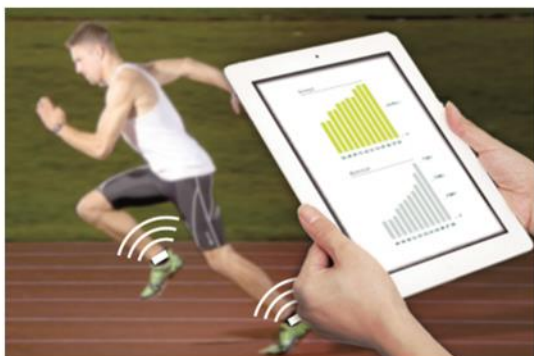
Description

PARTwear is an accelerometer based system to monitor the activity of human beings in different areas of interest such as sport and medicine. In its most simple setup, raw data from the accelerometer is recorded to the internal persistent memory of the device.

In a more advanced scenario, the customer enables online data processing to extract the features of interest. In addition to the accelerometer data, the heart rate and

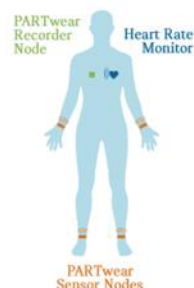
other data from commercially available sport sensors can be received by means of a wireless connection.

What separates the PARTwear system from its competitors is the ability to synchronously record data from multiple devices, sent wirelessly to one recording node. Furthermore, it is designed to easily integrate feature extraction algorithms tailored to the customers requirements.



Features

- › Measurement of acceleration in the range of ± 16 g at up to 3200 Hz sampling rate
- › Measurement of heart rate via low power ANT connection
- › Wireless sensor network for synchronous recording of multiple sensor nodes
- › Easily adaptable online signal processing
- › Autonomous operation from single battery up to 14 days
- › Small, robust and biomechanically neutral to the athlete due to flexible silicone casing



Applications

Tennis

- › Detect and calculate tennis serve speed
- › Count forehand and backhand strokes

Rowing

- › Monitor rowing technique on the water
- › Measure synchronism of rowers

Sprinting

- › Measure ground contact time
- › Get horizontal force and step rate

BMX

- › Measure cadence of acceleration phases
- › Detect air time of jumps

