

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

**ÉVALUATION PAR PHOTOGRAPHIE NUMÉRIQUE DES EFFETS ASSOCIÉS AU
PORT D'UN SAC À DOS SUR L'ASPECT MORPHO-FONCTIONNEL DU PIED
IMMÉDIATEMENT AVANT ET APRÈS UNE PÉRIODE DE MARCHÉ DE LONGUE
DURÉE**

**MÉMOIRE PRÉSENTÉ
COMME EXIGENCE PARTIELLE DE LA
MAÎTRISE EN SCIENCE DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE**

**PAR
NAOMI FONTAINE**

15 FÉVRIER 2022

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

L'auteur de ce mémoire ou de cette thèse a autorisé l'Université du Québec à Trois-Rivières à diffuser, à des fins non lucratives, une copie de son mémoire ou de sa thèse.

Cette diffusion n'entraîne pas une renonciation de la part de l'auteur à ses droits de propriété intellectuelle, incluant le droit d'auteur, sur ce mémoire ou cette thèse. Notamment, la reproduction ou la publication de la totalité ou d'une partie importante de ce mémoire ou de cette thèse requiert son autorisation.

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE (3407)

Direction de recherche :

Karine Boivin, Ph. D

Prénom et nom

Directrice des travaux

Jury d'évaluation

Karine Boivin, Ph. D

Prénom et nom

Évaluatrice à titre de directrice des travaux

Fonction du membre de jury

Claude Dugas Ph. D

Prénom et nom

Évaluateur interne

Fonction du membre de jury

Sylvie Miaux Ph. D

Prénom et nom

Évaluatrice externe

Fonction du membre de jury

RÉSUMÉ

Objectifs. Des effets reliés au port d'un sac à dos sur le pied sont documentés chez les jeunes d'âge scolaire, mais peu sont documentés chez les autres groupes d'âge. L'objectif principal de ce travail est de proposer, de valider et d'appliquer une méthode d'évaluation des aspects morpho-fonctionnels du pied par photographie numérique. Le premier sous-objectif est de valider les mesures extraites par photographie numérique pour l'évaluation du pied en condition statico-dynamique. Le second sous-objectif consiste à appliquer l'approche évaluative proposée pour déterminer les effets du port d'un sac à dos sur le pied avant et après une période de marche de longue durée, chez des marcheurs d'un âge adulte avancé.

Méthodologie. Les données traitées sont issues de trois séances d'évaluation en laboratoire. La première (S1) se déroulait au maximum 30 jours avant le premier jour de marche, suivi de la deuxième (S2) qui se déroulait 5 à 10 jours après la première. La troisième (S3) se déroulait maximum 10 jours après le dernier jour de marche. La base de données comprenait initialement (pour S1 et S2) celles de 22 marcheurs-pèlerins (âge : $61,4 \pm 8,9$ ans ; 50% de femmes; poids corporel : $71,9 \pm 11,8$ kg ; IMC : $25,9 \pm 3,6$ kg/m²); alors qu'elle comptait les données de 18 marcheurs, pour les fins d'analyse comparant S3 à S1. Chaque séance comprenait l'évaluation des variables dépendantes suivantes : la hauteur du naviculaire, du dos du pied et de l'arche plantaire médiale. Les deux pieds des participants ont été testés en appui bi et unipodal. Les données des deux premières séances (S1 et S2) servaient à déterminer la fidélité test-retest des mesures (1^{er} sous-objectif), par l'usage de coefficients de corrélation intra-classe ($CCI_{2,1}$) et, à quantifier le *changement minimal détectable* (CMD.n) pour chacune des variables dépendantes. La justesse des valeurs extraites par photographie numérique (tests *t*, biais moyen et total, analyses de régression et

variance d'erreur) et le niveau d'association (par corrélations) entre deux variables extraites par photographie ont aussi été vérifiés.

À la séance S1, la comparaison des conditions (sans et avec le sac à dos) visait à établir l'effet d'une charge ajoutée ($10,5 \pm 1,9$ % du poids corporel) sur l'aspect morpho-fonctionnel du pied (2^e sous-objectif). Ensuite, la comparaison entre S1 et S3 évaluait l'influence de la période de marche (distance moyenne parcourue : $630,90 \pm 304,08$ km) sur les effets du port du sac à dos, initialement déterminés (S1). Pour un effet statistique associé à la marche, un test t positif ($p \leq 0,05$) et une différence entre S3 et S1 supérieure à la valeur seuil définie (par le CMD.n) étaient nécessaires pour respecter la rigueur scientifique attendue.

Résultats. La fidélité test-retest de la méthode présentée a été évaluée ($CCI_{2,1} \geq 0,80$), pour toutes les conditions. La comparaison statistique des valeurs extraites par photographie numérique et manuellement (pied à coulisse) a révélé une différence significative pour toutes les conditions ($t_{21} < 0,05$). Le biais moyen est de - 7,8 mm pour la hauteur du dos du pied évaluée par photographie numérique. Il existe une association positive entre la hauteur du dos du pied et celle de l'arche plantaire médiale à la demi-longueur du pied, pour toutes les conditions impliquant le port du sac à dos (entre $r = 0,41$ et $r = 0,70$). Les corrélations de Pearson comparant les valeurs différentielles ($CONDITION_{(avec\ sac\ à\ dos)} - CONDITION_{(sans\ sac\ à\ dos)}$) de la hauteur du dos du pied et de l'arche plantaire médiale sur photographie sont faiblement associées, pour toutes les conditions (entre $r = 0,03$ et $0,46$).

À la séance S1, le port du sac à dos a engendré des changements statistiquement significatifs pour deux des trois variables dépendantes. Le sac à dos a induit une diminution significative de la hauteur du naviculaire en appui bipodal ([1^{er} membre] : $t_{17} = 3,62$; $p < 0,01$; moy = $-1,6 \pm 1,9$ mm; [2^e membre] : $t_{17} = 3,83$; $p < 0,01$; moy. = $-1,4 \pm 1,6$ mm) et en appui unipodal ([2^e membre] $t_{17} = 3,12$; $p < 0,01$; moy. = $-1,6 \pm$

2,2 mm). Il a aussi induit une diminution significative de la hauteur du dos du pied en appui bipodal ([2^e membre] : $t_{17} = 2,25$; $p = 0,04$; moy. = $-1,0 \pm 1,8$ mm).

En comparant les effets du port du sac à dos des séances S1 à S3 (soit avant et après la période de marche), nous observons deux autres résultats pertinents que voici. Comme premier résultat, notons que les effets rapportés ci-dessus reliés au port du sac à dos sur la hauteur du naviculaire et du dos du pied sont demeurés stables de S1 à S3. Comme second résultat, spécifions qu'un changement significatif pour la hauteur de l'arche plantaire médiale, en appui bipodal uniquement ([2^e membre] : ($t_{17} = 2,45$; $p = 0,03$; moy. = $-0,3 \pm 0,6$ mm; CMD.n = $0,5 \pm 0,2$ mm) a été noté dans le temps pour le 2^e pied évalué : où ce changement se traduit à S3 par à une diminution de la hauteur de l'arche plantaire lors du port du sac à dos, alors que l'ajout du sac à dos induisait une tendance contraire à S1 (se manifestant par une légère augmentation de la hauteur de l'arche plantaire — certainement un mécanisme de résistance à la charge ajoutée). Cet effet observé est significatif, mais fin en termes d'ampleur puisque sa valeur est aux frontières de la valeur seuil définie (CMD.n).

Conclusion. La méthode d'évaluation par photographie numérique est un outil pour lequel la fidélité test-retest a été validée pour l'évaluation de certains aspects morpho-fonctionnels du pied. Les résultats obtenus par l'approche proposée ont tendance à sous-estimer celles prises manuellement et c'est pourquoi une attention particulière doit être portée sur la justesse du calibrage lors de l'usage de cette approche. Les résultats ont montré l'utilité d'interpréter la mesure de la hauteur du dos du pied et de l'arche plantaire médiale sur photographie numérique distinctement en considérant que leurs conclusions ne sont pas interchangeables. Chez la cohorte étudiée, la hauteur du naviculaire et du dos du pied sont les variables dépendantes les plus sensibles à l'effet immédiat du port du sac à dos sur le pied (poids du sac estimé à 10,5 % du poids corporel). Or, à la suite d'une période de marche de longue durée,

la hauteur de l'arche plantaire médiale s'avère aussi une variable dépendante sensible aux effets de l'ajout du port du sac à dos lors d'une évaluation en condition statique du marcheur. Cette dernière observation laisse entrevoir que le pied présente une certaine vulnérabilité au support du sac à dos sur les jours suivant la fin d'une période de marche de longue durée. Davantage de travaux sont recommandés pour mieux comprendre les limites du pied au port d'une charge ajoutée et à la marche en contexte prolongé et soutenu.

Mots-clés : *marche de longue durée, morphologie et fonction du pied, effet du port de charge ajoutée, fidélité test-retest, photographie numérique*

SUMMARY

Objectives. Effects on the foot related to the wearing of a backpack have been documented in school-aged children, but few have been documented in other age groups. The main objective of this work is to propose, validate and apply a method for assessing morpho-functional aspects of the foot by using a digital photography-process. The first sub-objective is to validate the measurements extracted by digital photography for the evaluation of the foot in static-dynamic condition. The second sub-objective is to apply the proposed evaluative approach to determine the effects on the foot of wearing a backpack before and after a period of long-duration walking in older adult walkers.

Methodology. The data processed were derived from three laboratory assessment sessions. The first (S1) took place no more than 30 days before the first day of walking, followed by the second (S2) which took place 5-10 days after the first. The third (S3) took place a maximum of 10 days after the last day of walking. The initial database included (S1 and S2) data from 22 walkers (age: 61.4 ± 8.9 years; 50% female; body weight: 71.9 ± 11.8 kg; BMI: 25.9 ± 3.6 kg/m²). However, for the purposes of the analysis comparing S1 to S3, it included data from 18 walkers. Each session included the assessment of the following dependent variables: navicular height, dorsum of the foot and medial arch of the foot. The participants' feet were tested in bi- and unipodal stance. Data from the first two sessions (S1 and S2) were used to determine the test-retest reliability of the measurements (1st sub-objective), through the use of intra-class correlation coefficients (ICC_{2,1}) and, to quantify the minimum detectable change (MDC.n) for each of the dependent variables. The accuracy of the values extracted by digital photography (t-tests, mean and total bias, regression analyses and error variance) and the level of association (by correlations) between two variables extracted by photography were also tested.

In session S1, the comparison of conditions (without and with the backpack) aimed to establish the effect of an added load ($10.5 \pm 1.9\%$ of body weight) on the morpho-functional aspect of the foot (2nd sub-objective). Secondly, the comparison between S1 and S3 assessed the influence of the walking period (mean distance walked: 630.90 ± 304.08 km) on the effects of backpack wearing, initially determined (S1). For a statistical effect associated with walking, a positive t-test ($p \leq 0.05$) and a difference between S3 and S1 greater than the defined threshold value (by the CMD.n) were required to meet the expected scientific rigour.

Results. The test-retest reliability of the presented method was evaluated ($ICC_{2,1} \geq 0.80$), for all conditions. Statistical comparison of values extracted by digital photography and manually (caliper) revealed a significant difference for all conditions ($t_{21} < 0.05$). The mean bias was -7.8 mm for the height of the back of the foot assessed by digital photography. There was a positive association between the height of the dorsum of the foot and the height of the medial arch at half foot length for all conditions involving backpacking (between $r = 0.41$ and $r = 0.70$). Pearson correlations comparing the differential values ($CONDITION_{(with\ backpack)} - CONDITION_{(without\ backpack)}$) of the height of the dorsum of the foot and the medial arch of the foot in photographs were weakly associated, for all conditions (between $r = 0.03$ and 0.46). In session S1, wearing a backpack produced statistically significant changes in two of the three dependent variables. The backpack induced a significant decrease in navicular height in bipodal support ([1st limb]: $t_{17} = 3.62$; $p < 0.01$; $avg = -1.6 \pm 1.9$ mm; [2nd limb]: $t_{17} = 3.83$; $p < 0.01$; $avg = -1.4 \pm 1.6$ mm) and in unipodal support ([2nd limb] $t_{17} = 3.12$; $p < 0.01$; $avg = -1.6 \pm 2.2$ mm). It also induced a significant decrease in the height of the dorsum of the foot in bipodal support ([2nd limb]: $t_{17} = 2.25$; $p = 0.04$; $mean = -1.0 \pm 1.8$ mm).

When comparing the effects of backpack wearing from S1 to S3 (i.e. before and after the walking period), we observed two other relevant results. The first result is that the above reported effects of backpacking on navicular and dorsal foot height remained stable from S1 to S3. As a second result, it should be noted that a significant change in medial plantar arch height, in bipodal support only ([2nd limb] : ($t_{17} = 2.45$; $p = 0.03$; mean = -0.3 ± 0.6 mm; CMD.n = 0.5 ± 0.2 mm) was noted over time for the 2nd assessed foot: where this change translates at S3 to a decrease in plantar arch height when wearing the backpack, whereas the addition of the backpack induced an opposite trend at S1 (manifesting as a slight increase in plantar arch height - certainly a resistance mechanism to the added load). This observed effect is significant, but fine in terms of magnitude since its value is at the limits of the defined threshold value (CMD.n).

Conclusion. The digital photography assessment method is a tool for which the test-retest fidelity has been validated for the assessment of some morpho-functional aspects of the foot. The results obtained by the proposed approach tend to underestimate those taken manually and therefore particular attention should be paid to the accuracy of calibration when using this approach. Considering that their conclusions are not interchangeable, the results showed the usefulness of interpreting the measurement of the dorsum of the foot and the medial plantar arch on digital photography separately. In the study cohort, navicular and dorsum of foot height were the most sensitive dependent variables to the immediate effect of backpack wearing on the foot (estimated to be 10.5% of body weight). However, following a period of long-duration walking, the height of the medial plantar arch was also found to be a dependent variable sensitive to the effects of the addition of the backpack when assessed in a static condition. This latter observation suggests that the foot is vulnerable to backpack support in the days following the end of a long period of

walking. Further work is recommended to better understand the limitations of the foot to carrying an added load and walking in a prolonged and sustained context.

Keywords: *Long-term walking, foot morphology and function, effect of added load, test-retest fidelity, digital photography*

TABLE DES MATIÈRES

RÉSUMÉ	III
SUMMARY	VI
TABLE DES MATIÈRES	XI
LISTE DES FIGURES	XIII
LISTE DES TABLEAUX	XIV
LISTE DES ABRÉVIATIONS	XV
I. INTRODUCTION	18
1. Définition et évolution de la marche	18
2. Bienfaits de la marche	19
II. PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE	21
1. La marche de longue durée et les facteurs qui l'influencent : peu documentés.....	21
2. Pertinence de la recherche.....	21
III. REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	23
CHAPITRE 1 : IMPACTS DU PORT DU SAC À DOS SUR DIVERS ASPECTS DU PIED	23
1.1 La structure du pied	24
1.2 Le recrutement musculaire plantaire	27
1.3 Les pressions plantaires	29
1.4 La sensibilité plantaire	33
CHAPITRE 2 : LE CYCLE DE MARCHÉ ET LES STRUCTURES IMPLIQUÉES	35
2.1 Cycle de marche	36
CHAPITRE 3 : LES EFFETS DE LA MARCHÉ SUR L'ORGANISME.....	43
3.1 Sur le plan physiologique	43
3.2 Sur le plan neuromoteur et sensitivo-moteur	47
3.3 Sur le plan psychologique.....	48
CHAPITRE 4 : ADAPTATIONS DU PIED À LA MARCHÉ.....	50
4.1 Effets sur les structures de soutien du pied	50
4.2 Facteurs enclins à influencer l'arche plantaire médiale.....	53
CHAPITRE 5 : IMPACTS ASSOCIÉS À UN CUMUL DE MARCHÉ	55
5.1 Effets sur le renforcement musculaire	56
5.2 Effets de la fatigue musculaire à la marche.....	57
5.3 Principales blessures au membre inférieur reliées à la surcharge d'activité.....	58

IV. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES	62
1. <i>Objectif 1 – Validation d’une méthode d’évaluation du pied par photographie numérique.....</i>	<i>64</i>
2. <i>Objectif 2 – Application de la méthode proposée en contexte de port de charge et de marche de longue durée</i>	<i>65</i>
V. CADRE MÉTHODOLOGIQUE	67
1. <i>Base de données et caractéristiques des participants</i>	<i>67</i>
2. <i>Provenance des données.....</i>	<i>71</i>
3. <i>Plan de l’étude</i>	<i>73</i>
4. <i>Instruments et mesures.....</i>	<i>74</i>
5. <i>Analyses statistiques.....</i>	<i>81</i>
VI. RÉSULTATS	84
<i>Objectif 1 : Validation de la mesure</i>	<i>84</i>
<i>Objectif 2 : Effets associés au port du sac à dos sur l’aspect morpho-fonctionnel du pied avant et après une période de marche longue durée.....</i>	<i>89</i>
VII. DISCUSSION	95
1. <i>Validation des mesures par photographie numérique (objectif 1).....</i>	<i>96</i>
2. <i>Effets induits par le port du sac à dos (objectif 2)</i>	<i>100</i>
3. <i>Limites de l’étude</i>	<i>105</i>
4. <i>Perspectives et retombées</i>	<i>107</i>
VIII. CONCLUSION.....	109
VIII. RÉFÉRENCES	CXI
X. ANNEXES	CXX
ANNEXE 1 : CERTIFICAT D’ÉTHIQUE DU PROJET GLOBAL	CXX
ANNEXE 2 : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES : FIDÉLITÉ TEST-RETEST DE LA MESURE POUR LA CONDITION SANS SAC À DOS.....	CXXI
ANNEXE 3 A) : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES : VALIDATION DE LA JUSTESSE DE LA MESURE DE LA HAUTEUR DU DOS DU PIED PAR PHOTOGRAPHIE NUMÉRIQUE.....	CXXIII
ANNEXE 3 B) : GRAPHIQUES DE RÉGRESSION ILLUSTRANT LE LIEN ENTRE LES DONNÉES EXTRAITES PAR PHOTOGRAPHIE NUMÉRIQUE ET MANUELLEMENT	CXXV
ANNEXE 4 A) : RÉSULTATS COMPLÉMENTAIRES : NIVEAU D’ASSOCIATION ENTRE DEUX MESURES PAR PHOTOGRAPHIE ET SANS SAC À DOS	CXXVI
ANNEXE 4 B) : RÉSULTATS DE LA PREMIÈRE SÉANCE : NIVEAU D’ASSOCIATION ENTRE DEUX MESURES PAR PHOTOGRAPHIE ET AVEC SAC À DOS.....	CXXVIII

LISTE DES FIGURES

<i>Figure 1: Schéma du cycle de marche complet (traduction libre) (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992)</i>	36
Figure 2: Les principaux muscles intrinsèques plantaires (traduction libre) (Jam, 2004)	40
Figure 3: Représentation schématique du cycle de marche (Bonan, Luaute, & Marque, 2015)	42
Figure 4: Schéma de l'arche plantaire longitudinale médiale (Centre d'orthopodologie et d'orthopédie, 2021).....	52
Figure 5 : Représentation schématique du plan de l'étude	73
Figure 6: Représentation visuelle des principaux repères associés au traitement des photographies.....	76
Figure 7: Représentation visuelle des mesures par photographie numérique et des repères associés	80

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Caractéristiques biométriques, poids du sac et parcours de marche effectué.....	70
Tableau 2: Échelle de conversion des hauteurs	79
Tableau 3 : Résultats : fidélité test-retest de la mesure pour la condition avec sac à dos.....	86
Tableau 4 : Résultats : effets du port du sac à dos sur les mesures extraites par photographie numérique	91
Tableau 5 : Résultats : effets associés au port du sac à dos à la suite d'une période de marche de longue durée	94

LISTE DES ABRÉVIATIONS

ABDH	: abducteur de l'hallux
ADHT	: adducteur de l'hallux (chef transverse)
ADHO	: adducteur de l'hallux (chef oblique)
ABD5	: abducteur du 5e orteil
AQPAC	: Association Du Québec à Compostelle
CCI	: coefficient de corrélation intra-classe
CFH	: court fléchisseur de l'hallux
CFO	: court fléchisseur des orteils
CF5O	: court fléchisseur du 5e orteil
CMD	: changement minimal détectable
DAI	: « Dynamic Arch Index »
EMG	: électromyogramme
ETM	: erreur type de la mesure
FPI	: « Foot posture index »
HDL-C	: « Hight-density lipoprotein »
IC	: intervalle de confiance
IMC	: indice de masse corporelle
INT	: interosseux
LDL-C	: « Low-density lipoprotein »
LOMB	: lombricaux
S1	: première séance d'évaluation
S2	: deuxième séance d'évaluation
S3	: troisième séance d'évaluation
TAD	: tension artérielle diastolique
TAS	: tension artérielle systolique
VO2 max	: volume d'oxygène maximal

REMERCIEMENTS

Avec quelques années de recul, je considère l'ensemble des éléments rencontrés au long de mon parcours comme ayant été des plus belles opportunités inusitées que j'aurai eues, ici, à l'UQTR. Ce fut, en fait, l'heureux début d'une enrichissante aventure de partenariat avec des gens en or et voués à l'apprentissage. À partir du premier jour se sont harmonieusement greffés tous les éléments nécessaires à l'accomplissement de mes objectifs. Laissez-moi, ici, les remercier.

Karine Boivin, professeure du DSAP qui m'a supervisé dans plusieurs contextes, fut une des personnes-ressources m'ayant aidé à parfaire mes compétences en recherche. De plus, tout au long de mon parcours, elle a su m'aider à bonifier mes connaissances et à cheminer en symbiose avec mes objectifs. Elle fut une judicieuse conseillère et partenaire dans ma quête à l'érudition. Elle a eu raison d'exiger le meilleur de ma part puisque c'est ce qui m'a propulsé vers des accomplissements dont je suis fière aujourd'hui. Karine, mille mercis.

Aux stagiaires (Rose Mochon, Catherine Paré, Maïté Tanguay, Junior Desrocher, Sophie Lemonde, Jade Routhier, Cloé Isabelle et Étienne Benoit-Labelle) étudiants au baccalauréat en kinésiologie ou en thérapie du sport, qui se sont impliqués de près ou de loin dans le projet présenté ici ou encore dans le projet global, j'adresse mes sincères remerciements. Vous avez, chacun votre tour, mis de la couleur au projet de sorte à en créer un réel chef-d'œuvre. Au plaisir de retravailler avec vous tous.

À ces aimables participants volontaires qui ont bien voulu investir du temps dans le projet, merci beaucoup. Sans vous, rien n'aurait été possible. Vous rendez, en quelque sorte, service à la communauté scientifique, à vos confrères marcheurs ainsi qu'à vous-même. Tout est à votre honneur d'avoir fait autant de pas pour le projet de recherche. Je remercie *l'Association Du Québec à Compostelle* (AQPAC) qui fut aidante au processus de recrutement des participants.

Merci aux membres du DSAP ayant permis la faisabilité de ma maîtrise en contexte de double admission, notamment les directeurs : M. Vincent Cantin, M. Olivier Hue ainsi que M. Martin Descarreaux. Aussi, à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'administration de mon parcours, merci infiniment. J'attribue aussi mes remerciements à M. Louis Laurencelle pour son aide dans la réalisation des analyses statistiques ainsi qu'à M. Logananda Boodadoo d'avoir contribué à l'appariement des instruments cliniques.

Je remercie chaudement les membres de ma famille, qui à travers toutes ces années, ont été présents pour moi. Merci à ma mère (Jocelyne) et mon père (Mario) pour tous les encouragements livrés. Merci également à mes deux mentors, soit ma grande sœur (Jessie) et mon grand frère (Ismaël) qui ont pris soin de moi sans relâche. Merci à mes précieuses amies d'avoir enjolivé mes moments d'étude et d'avoir veillé sur mon moral! Je suis bénie de vous avoir.

Somme toute, je termine mon parcours universitaire la tête haute et le cœur rempli de reconnaissance envers vous tous, chers collaborateurs. J'ai tendance à penser qu'une fois la réalisation de cette maîtrise à point, j'aurai franchi la porte d'une pièce remplie d'opportunités.

I. INTRODUCTION

1. Définition et évolution de la marche

La marche est pratiquée depuis des milliers d'années par les hominoïdes, lesquels figurent parmi ses utilisateurs préférentiels (Senut, 2006). Elle est considérée comme l'activité aérobie, naturelle, dynamique et de loisir la plus populaire dans la majorité des pays du monde (Litman, 2018; Morris & Hardman, 1997).

Avant l'arrivée de l'automobile, la marche était priorisée pour effectuer les déplacements. Depuis, les rapports avec la marche, à tout âge, ont été modulés par divers facteurs tels que : le milieu de vie (urbain versus périurbain), la proximité des destinations, les infrastructures de marche et l'organisation des pays industrialisés (Farkas, Wagner, Nettel-Aguirre, Friedenreich, & McCormack, 2019; Kaufmann & Widmer, 2005). À ce jour, les données de la littérature demeurent en accord face au constat déplorable qu'est l'utilisation majeure de l'automobile, laquelle permet l'harmonie dans l'organisation quotidienne de ses utilisateurs tout en minimisant le temps de leur déplacement (Carpentier & Gerber, 2009; Genre-Grandpierre & Didier, 2006). À cet égard, de nombreux chercheurs expriment l'empressement avec lequel l'humain doit se sensibiliser et écoresponsabiliser ses habitudes de transport (Carpentier, 2007).

Depuis le XXI^e siècle, les principales raisons de l'utilisation de la marche par l'homme ont été regroupées par certains auteurs en trois catégories: (1) moyen de transport (p. ex. faire des courses ou se rendre au travail); (2) activité récréative (p. ex. sports, jeux, entraînements, loisirs) et (3) autres motifs d'utilisation (p. ex. travail,

école, groupe de marche à aspect social, promenade, migration, pérégrination) (Farkas et coll., 2019; Genre-Grandpierre & Foltête, 2003).

2. Bienfaits de la marche

Au cours des dernières années, différents attraits de la marche ont été documentés. D'ailleurs, la marche a bien été reconnue pour ses nombreux bienfaits sur la santé, notamment sur la gestion des maladies chroniques (Lee, 2008; Saunders, Laing, & Weiler, 2013) et ses effets positifs sur la santé cardiovasculaire tels que : la diminution de la fréquence cardiaque de repos ainsi que de la tension artérielle, l'augmentation de la consommation maximale d'oxygène, etc. (Hanson & Jones, 2015; T. Jones & Eaton, 1994). Elle agit aussi à titre de moyen de prévention primaire et secondaire d'une multitude de comorbidités à lourd fardeau sociétal et économique telles que : la maladie artérielle périphérique, la maladie de Parkinson, le diabète de type 2, l'ostéoporose, la dépression, l'obésité, le cancer du sein et du côlon (Mathieson & Lin, 2014; van Eijkeren, 2008).

À titre de bénéfice supplémentaire, la marche est décrite comme étant le moyen de transport le plus respectueux de l'environnement. Elle contribue tout comme le vélo à sa préservation en minimisant la création de nouvelles aires routières et la consommation d'énergie polluante (Ariffin & Noriza, 2013; Gilderbloom, Grooms, Mog, & Meares, 2015). Lorsque la marche est utilisée à titre de moyen de transport, il arrive que le marcheur doive assurer sur lui le transport de ses effets personnels (p. ex : effets scolaires, ordinateur portable, des emplettes, vêtements). Il peut en être ainsi sur de courtes ou de plus longues distances. Le pèlerinage pédestre est un exemple de contexte de longues traversées à pied et il peut être perçu comme une forme de transport actif. Cette pratique peut ainsi impliquer le port sur le corps d'une charge ajoutée (soit de ses effets personnels essentiels dans un sac à dos).

Dans un contexte de transport actif sur une grande distance de marche, impliquant le port d'un sac à dos, il est possible que la personne ressente des effets adverses de sa pratique. D'un côté, l'organisme bénéficie d'effets positifs de la pratique de la marche selon un volume de pratique élevé. D'un autre côté, dans un tel contexte, le niveau de sollicitation des divers systèmes organiques impliqués est si accru que des effets négatifs peuvent resurgir. Cette question est peu documentée dans la littérature, à se demander comment le corps humain s'adapte physiquement à une pratique soutenue et prolongée de la marche. Dans ce mémoire, cette question est adressée, ceci pour le pied en particulier. Nous visons à déterminer les adaptations morphologiques et fonctionnelles du pied reliées au port d'une charge ajoutée; ceci avant et après une pratique soutenue de la marche réalisée par des marcheurs-pèlerins. Investiguer cette question requiert de se baser sur une approche évaluative qui soit fidèle et juste. Nous proposons alors une approche d'évaluation par photographie numérique pour laquelle l'étude de sa validité est aussi présentée.

II. PROBLÉMATIQUE DE RECHERCHE

1. La marche de longue durée et les facteurs qui l'influencent : peu documentés

Telle que décrite, la marche pratiquée de façon modérée à travers le quotidien est reconnue pour ses effets positifs sur diverses maladies chroniques (Lee, 2008; Mathieson & Lin, 2014; van Eijkeren, 2008) et sur l'environnement (Ariffin & Noriza, 2013; Gilderbloom et coll., 2015). Or, les effets de la marche de longue durée sur la dimension physique de la personne, notamment sur l'appareil musculosquelettique, demeurent peu connus. De plus, il y a peu d'information au sujet des effets associés au port de charge (sac à dos) sur les pieds des personnes, outre que chez de jeunes écoliers (Ahmad & Barbosa, 2019; Alfageme-Garcia et coll., 2020; Drzal-Grabiec, Snela, Rachwal, Rykala, & Podgorska, 2013; Kyung, Chang, & Duck-Won, 2015; Pau, Leban, Corona, Gioi, & Nussbaum, 2016; Pau, Mandaresu, Leban, & Nussbaum, 2015). À notre connaissance, la comparaison de la façon dont le pied est influencé par le port d'un sac à dos entre son état avant et celui à la suite d'un parcours de marche longue durée n'a pas été documentée. Cette question est pertinente en la considérant notamment chez des personnes adultes et avancées en âge. Selon une enquête québécoise sur la santé de la population (EQSP), il y a 30,3% des personnes de 65 ans et plus qui sont jugés actifs, dont 31% utilisent la marche ou le vélo à titre de moyen de transport, au moins une fois par semaine (Camirand, Traoré, & Baulne, 2016).

2. Pertinence de la recherche

Ce type de travaux de recherche vise à favoriser la compréhension des phénomènes d'adaptation du pied en lien avec le port d'une charge ajoutée dans un contexte de marche de longue durée. La pertinence d'étudier ces aspects relève de

récentes études décrivant de hautes prévalences de problèmes au pied chez les marcheurs de longue durée indiquant qu'une grande proportion de ceux-ci rencontre des malaises au pied dans un tel contexte (Boivin, Laurencelle, Trudeau, & Fontaine, sous presse; Spano, Hile, Jain, & Stalcup, 2018).

Afin d'étudier ce phénomène, il semble qu'un examen clinique complet du pied aurait avantage à comprendre une analyse à l'aide de clichés photographiques. Considérant que ceci facilite l'évaluation de certains repères anatomiques de la face médiale du pied (p. ex. : l'arche plantaire médiale) susceptibles d'être influencés par l'ajout de charge et qui sont plus difficilement évaluables au moyen d'une approche par palpation. En plus, il s'agit d'une approche évaluative non invasive et facilement accessible en contexte de suivi clinique.

L'étude de l'humain à titre de marcheur engagé dans une longue traversée pédestre est d'intérêt pour la communauté en général. Les résultats de cette étude permettront d'établir les effets potentiels associés au port d'une charge ajoutée sur le pied. Ces effets seront également étudiés en contexte de marche de longue durée. Ceci sera utile tant pour l'évaluation clinique que pathologique du pied. Ainsi, cela permettra aux pratiquants de la marche d'être sensibilisés sur l'influence potentielle de leur habitude de marche et du poids du bagage qu'ils transportent sur les aspects morpho-fonctionnels de leurs pieds. De ces résultats pourraient aussi émaner d'autres travaux, visant l'évaluation du port de charge ajoutée dans différents contextes de marche (p. ex. : chez les pèlerins, les randonneurs et différents travailleurs).

III. REVUE DE LA LITTÉRATURE

Dans le premier chapitre de cette revue de la littérature, les effets du poids du sac à dos sur le pied au niveau structurel, musculaire, cinétique et sensoriel sont traités. Le deuxième chapitre présente le cycle de marche en considérant le rôle du pied selon ses différentes phases et selon les structures impliquées. Le troisième chapitre traite des effets physiologiques, psychologiques, neuromoteurs et sensori-moteurs reliés à la pratique de la marche. Au quatrième chapitre, la fonction du pied à la marche, la transmission des impacts au corps et leurs conséquences sur le soutien du pied sont présentées. Le cinquième chapitre traite des conséquences potentielles reliées aux effets additifs ou au cumul de la marche sur la dimension physique de l'organisme, telle que sur les pressions plantaires, la fatigue musculaire et les blessures aux membres inférieurs.

CHAPITRE 1 : Impacts du port du sac à dos sur divers aspects du pied

Ce premier chapitre présente le corps de connaissance au sujet des effets induits par le port du sac à dos sur les pieds, ceci abordé selon quatre sous-sections. La première traite des effets du port du sac à dos sur la structure du pied. La deuxième sous-section traite du rôle des muscles intrinsèques des pieds les plus impliqués lors du port d'une charge ajoutée. La troisième fait part de l'influence potentielle du port de charge (sac à dos) sur des paramètres cinétiques (p. ex. : les pressions plantaires et les surfaces de contact plantaires). La quatrième sous-section présente les impacts potentiels du port du sac à dos sur la sensibilité plantaire. Ces différents aspects sont abordés en considérant certains facteurs pertinents, tels que le poids du sac à dos, l'âge et le poids corporel de la personne.

1.1 La structure du pied

Dans la littérature, quelques études décrivent les effets associés au port du sac à dos sur la structure du pied. Cette section, basée sur trois études récentes, présente des modulations structurelles intrinsèques aux pieds qui ont été observées dans un contexte de charge ajoutée sur le corps.

En Espagne, une étude observationnelle a été menée sur trois ans par Alfageme-Garcia et coll. (2020). L'objectif était d'évaluer les effets du port d'un sac à dos sur la posture du pied de 627 enfants (âge moyen : $8,32 \pm 1,32$ ans et IMC moyen : 18.74 ± 4.54 kg/m²). Le groupe contrôle était composé de 169 écoliers (17%) n'ayant pas porté de sac à dos pour se rendre à l'école et le groupe expérimental était composé de 458 écoliers (73%) ayant porté un sac à dos pour se rendre à l'école; ceci sur une période de 3 ans. Pour être éligibles à l'étude, l'outil d'évaluation le « *Foot posture index* » (FPI) devait préalablement catégoriser les pieds des participants comme étant neutres (sans supination ou pronation¹ marquée). À la fin de l'étude (après trois ans), pour le groupe expérimental, le score total du FPI et celui pour deux critères spécifiques (la palpation des têtes talaires, l'abduction/adduction de l'avant-pied) ont significativement diminué. Parmi la cohorte globale, le type de pieds de 50 (10.9%) participants a changé : 18 (3,9%) participants qui sont passés d'un pied neutre à supinateur (creux) contre 32 (7,0%) participants qui sont passés d'un pied neutre à pronateur (plat). Les enfants qui portaient un sac à dos (groupe expérimental) avaient un risque significativement ($p < 0,05$) plus élevé de développer un pied en pronation. De plus, le port du sac à dos n'a pas été significativement lié au développement d'un pied supinateur. En somme, la classification des pieds de la

¹ Un terme qui désigne le remaniement des structures du pied lors du déroulement de l'arrière vers l'avant comprenant une combinaison d'abduction, de dorsiflexion et d'éversion des pieds.

majorité des participants-écoliers (92,0%) est demeurée inchangée, malgré le port du sac à dos chargé d'effets scolaires (Alfageme-Garcia et coll., 2020).

Une étude de type observationnelle et transversale menée par Drzal-Grabiec et coll (2013) a vérifié l'impact du port du sac à dos sur la forme des pieds des enfants. La cohorte à l'étude comprenait 118 enfants, dont 61 filles et 57 garçons (âge compris entre 11 et 13 ans et IMC moyen de $18,6 \text{ km/m}^2$) sans anomalie aux pieds. Chaque participant a été évalué en position debout sans et avec un sac à dos contenant une charge de 10% du poids corporel et symétriquement répartie. Un système de podographie numérique a enregistré les empreintes de pieds de tous les participants selon sept paramètres décrivant les changements structurels du pied induits par le port du sac. Une augmentation significative de la longueur (surtout au pied gauche) ainsi que de la largeur des pieds (seulement au pied droit) a été observée lors du port du sac à dos. Le port du sac à dos a aussi engendré une diminution significative de l'indice de Wejsflog² (au niveau du pied droit) et de la hauteur de l'arche longitudinale du pied selon l'Angle de Clarke³ (surtout au pied droit). Une augmentation non significative de la déformation de l'hallux en valgus, de l'angle de déviation interne des orteils et du talon a été observée dans ce contexte (Drzal-Grabiec et coll., 2013).

De façon plus ciblée, la biomécanique de l'arche plantaire longitudinale médiale des pieds ainsi que la fonction des structures de soutien de l'arche a été étudiée par Hageman et coll. (2011). La cohorte comprenait 17 participants en bonne santé (âge moyen : 26 ± 3 ans et poids moyen : $68,5 \pm 9,7$ kg). La déformation de leurs pieds a été quantifiée à partir de deux indices : le changement de longueur de

² Rapport de la longueur des pieds sur la largeur de ceux-ci et qui décrit l'arche transversale des pieds (Drzal-Grabiec et coll., 2013).

³ Angle qui décrit l'arche transversale du pied (Drzal-Grabiec et coll., 2013).

l'arche plantaire et le déplacement du naviculaire pendant la phase d'appui. La déformation du pied a été analysée sur une plateforme de force, selon quatre tâches motrices effectuées à une vitesse autodéterminée : debout au repos (condition de référence), à la marche, en montée et en descente d'un escalier. Les participants ont été exposés au port de trois différentes masses, soit : aucune charge, une charge positionnée au niveau du nombril de 13,6 kg et une charge incluse dans un sac à dos de 13,6 kg. Les résultats montrent que sans charge ajoutée, le type de mouvement effectué a eu un effet significatif sur le déplacement vertical maximal du naviculaire qui était augmenté lors de la descente d'un escalier ainsi que sur l'élongation maximale de l'arche plantaire longitudinale médiale qui était augmentée lors de la marche et de la descente d'un escalier. Lors du port d'une charge, les paramètres caractérisant l'arche longitudinale médiale n'ont pas été affectés, pour toutes les conditions. Or, une augmentation de la force de réaction du sol maximale pour toutes les conditions dynamiques a été observée (Hageman, Hall, Sterner, & Mirka, 2011).

En somme, avec le port d'une charge ajoutée (ou d'un sac à dos), la structure du pied peut être modulée. En effet, chez des enfants d'âge scolaire, après trois ans à porter un sac à dos pour se rendre à l'école, la classification du pied est demeurée inchangée chez la majorité des cas. S'il y avait présence de changement, c'était la plupart du temps en faveur de la pronation (Alfageme-Garcia et coll., 2020). Chez les enfants qui portent une charge ajoutée, il a aussi été observé une augmentation de la longueur du pied, de la largeur du pied, de la longueur de l'arche plantaire médiale ainsi que du déplacement vertical du naviculaire (Drzal-Grabiec et coll., 2013; Hageman et coll., 2011). En contrepartie, chez de jeunes adultes, aucune différence dans la forme de l'arche plantaire médiale n'a été notée, avec le port de charge (Hageman et coll., 2011). De plus amples travaux permettraient de consolider les

observations faites chez des enfants et de les évaluer de façon plus approfondie chez les adultes. À notre connaissance, dans la littérature, aucune donnée n'est disponible chez les adultes avancés en âge. La prochaine section traitera de la manière dont certains paramètres cinétiques sont sujets à être influencés par l'ajout d'une charge.

1.2 Le recrutement musculaire plantaire

Cette deuxième section est basée sur deux études récentes. Elle traite de l'effet du port d'une charge ajoutée sur le recrutement des muscles extrinsèques et intrinsèques des pieds.

La première étude présentée est celle de Son (2013) qui avait pour objectif d'étudier les changements liés au port d'une charge ajoutée lors de la marche. Cela a été étudié au niveau de l'activation musculaire du tronc et des membres inférieurs, chez des adultes aux pieds plats. La cohorte comprenait 26 participants en bonne santé et était divisée en deux groupes. Le groupe contrôle (individus ayant les pieds neutres) était composé de 12 jeunes adultes (âge moyen de 23.1 ± 0.7 et poids moyen de 64.2 ± 2.1) et le groupe expérimental (ayant les pieds plats) était composé de 14 jeunes adultes (âge moyen de 22.0 ± 0.7 et poids moyen de 57.1 ± 3.3). Tous ont marché selon quatre différentes conditions: sans charge ajoutée, avec une charge représentant 10% du poids corporel, avec une charge représentant 15% du poids corporel et avec une charge représentant 20% du poids corporel. Un électromyogramme (EMG) de surface ainsi qu'un système d'enregistrement des pressions plantaires ont permis d'évaluer les paramètres à l'étude. Selon les résultats, chez les participants aux pieds plats, l'activité musculaire du tibial antérieur et des gastrocnémiens a significativement et progressivement augmenté avec l'ajout de charge, comparativement au groupe contrôle. Chez les deux groupes, les surfaces

de contact ont significativement augmenté dans la portion antérieure, médiale et postérieure des pieds, et ce, progressivement avec l'ajout de charge (Son, 2013).

Une seconde étude menée par Kelly et coll. (2014) a examiné l'effet d'une charge externe directement appliquée sur le pied, au niveau du recrutement musculaire plantaire de celui-ci. Neuf participants masculins en bonne santé (âge moyen de 30 ± 4 ans et de poids moyen de 80 ± 6 kg) ont été évalués. La première condition expérimentale avait pour but d'évaluer l'impact d'une charge sur la capacité de déformation du pied et sur l'activation des muscles intrinsèques du pied. Les participants étaient assis, le pied droit contre une plateforme de force mise au sol de sorte que la force verticale soit située légèrement devant l'articulation de la cheville. Cette position visait à mimer la position obtenue en station debout. Des charges externes débutant à 0% et augmentant par incrément de 15% jusqu'à un maximum de 150% du poids corporel étaient appliquées verticalement au niveau de la portion distale de la cuisse. À chaque incrément de charge, une immobilisation de cinq secondes était maintenue, laquelle permettait l'enregistrement des données (mesures cinétiques de la plateforme de force et de l'électromyogramme). La deuxième condition avait pour but de déterminer la réponse mécanique du pied vis-à-vis la stimulation individuelle de trois muscles intrinsèques des pieds (abducteur de l'hallux, long fléchisseur des orteils et le carré plantaire) dans deux conditions de charge : charge externe de 50% du poids corporel et charge externe de 100% du poids corporel (selon le même positionnement que la première condition). Les résultats obtenus lors de la première condition révèlent que l'ajout de charge localisée aux pieds entraîne une diminution significative de la hauteur de l'arche plantaire médiale ainsi qu'un étirement résiduel significatif de l'unité musculo-tendineuse de l'abducteur de l'hallux, du long fléchisseur des orteils et du carré plantaire (effets qui

plafonnent à 125% du poids corporel). La charge pour laquelle l'activité musculaire commençait à être détectée variait selon le muscle, soit à partir de 50% pour l'abducteur de l'hallux, 75% pour le long fléchisseur des orteils et 100% pour le carré plantaire. Au-delà de ces seuils individuels, l'activité musculaire augmentait progressivement avec l'ajout de charge externe pour les trois muscles. À la deuxième condition, la hauteur et la longueur de l'arche plantaire médiale ont été significativement influencées par l'ajout de charge et par la stimulation musculaire de tous les muscles étudiés. En effet, l'arche plantaire médiale était significativement plus allongée et plus faible lorsque la charge représentait 100% du poids corporel, comparativement à une charge de 50%. La stimulation individuelle de chacun des trois muscles a permis de contrer l'affaissement de l'arche plantaire médiale en réduisant la longueur et en augmentant la hauteur de celle-ci lorsqu'elle est soumise à 50 et 100% de charge (Kelly, Cresswell, Racinais, Whiteley, & Lichtwark, 2014).

En somme, ces deux études montrent que l'ajout d'une charge externe influence le recrutement de certains muscles extrinsèques des pieds, et ce, de façon plus marquée chez les individus aux pieds plats. Il semble aussi que l'affaissement résiduel occasionné par l'ajout de charge externe soit en majeure partie contré par l'action musculaire intrinsèque des pieds. De plus amples études à propos de ces effets seraient nécessaires afin d'établir clairement l'effet d'une charge ajoutée sur l'activité musculaire extrinsèque et intrinsèque des pieds. Par exemple, il serait pertinent d'évaluer l'ensemble des muscles, intrinsèques et extrinsèques, impliqués dans le support de l'arche plantaire médiale, tel que le tibia postérieur.

1.3 Les pressions plantaires

Cette section recense quatre articles qui ont étudié l'effet d'une charge ajoutée sur les surfaces de contact des pieds ainsi que sur les pressions plantaires

moyennes et maximales. Ces impacts seront présentés sur de jeunes participants ayant un poids santé, un surpoids ou souffrant d'obésité.

D'abord, une étude a été menée par Kyung et coll. (2015) sur 30 enfants en bonne santé (âge moyen : 8.43 ± 0.50 ans), dont 14 garçons et 16 filles. L'objectif était de déterminer l'effet de la position (hauteur) du sac à dos sur la répartition des pressions plantaires en utilisant une plateforme de force numérique. Les participants ont effectué une de ces quatre conditions, présentées selon un ordre aléatoire: (1) aucun port du sac à dos; (2) port du sac à dos au niveau de la 7^e vertèbre cervicale; (3) port du sac à dos à 10 cm sous la 7^e vertèbre cervicale ou (4) port du sac à dos à 20 cm sous la 7^e vertèbre cervicale. Le sac à dos représentait 15% du poids corporel. Selon les résultats, la hauteur à laquelle le sac à dos a été porté a eu un impact sur la distribution des pressions plantaires. Lorsque le sac à dos était porté à 20 centimètres sous la 7^e vertèbre cervicale (condition quatre), les pressions plantaires étaient significativement diminuées dans la portion antérieure des pieds et augmentées dans leur portion postérieure, contrairement aux conditions deux et trois. Aussi, le rapport antéro-postérieur (comparant les pressions de l'avant et de l'arrière-pied) était plus faible lors de la quatrième condition que pour les deuxième et troisième (Kyung et coll., 2015).

L'effet du port d'un sac à dos sur la distribution des pressions plantaires chez 218 écoliers en bonne santé (âgés entre 6-13 ans ; IMC entre 16,9 et 22,4 kg/m²) a également été vérifié par Pau et coll. (2015). Tous ont déclaré porter un sac à dos représentant entre 9-21% de leur poids corporel, au quotidien. Leurs pressions plantaires ont été recueillies à une fréquence de 50 Hertz grâce à une plateforme de force digitale. Quatre conditions ont été évaluées : (1) debout sans sac à dos; (2) debout avec sac; (3) à la marche sans sac et (4) à la marche avec sac. Selon les

résultats, le port du sac à dos en position debout (deuxième condition) a significativement augmenté les surfaces de contact au niveau de l'avant-pied (+7,3%), du médio-pied (+18,5%) et de l'arrière-pied (+1,3%), en comparaison avec la condition sans sac à dos (première condition). À cet effet, les plus grandes pressions plantaires moyennes et maximales enregistrées ont d'abord été obtenues au niveau de l'avant-pied (+17% et +25%), ensuite au niveau du médio-pied (+14% et +19%) et finalement au niveau de l'arrière-pied (+9 et +8%). Lors de la marche de quatre mètres à vitesse autodéterminée sur une passerelle impliquant le port du sac à dos (quatrième condition), une augmentation significative de la surface de contact des pieds (+3% à l'avant-pied, +4,3% au médio-pied et +1% à l'arrière-pied), des pressions plantaires moyennes (+10% à l'avant-pied ainsi qu'au médio-pied et +5% à l'arrière-pied) et des pressions maximales (+12% à l'avant-pied, +8% au médio-pied et +4,6% à l'arrière-pied) ont été obtenues, comparativement à la condition de marche sans sac à dos (troisième condition). De plus, aucune différence n'a été enregistrée entre les deux pieds d'un même participant (Pau et coll., 2015).

Notons également, Pau et coll. (2016) se sont intéressés à l'impact du port du sac à dos sur la distribution des pressions plantaires chez des écoliers en surpoids ou obèses. L'étude comportait un groupe contrôle de 65 écoliers ayant un poids santé (âge moyen de 9,3 ans, IMC⁴ moyen de 16,7 kg/m² et poids du sac moyen de 4,9 kg) et un groupe expérimental de 65 écoliers ayant un surpoids ou étant considérés obèses (âge moyen de 9,2 ans, IMC moyen de 21,4 kg/m² et poids du sac moyen de 5,1 kg). Notons que 25% des participants du groupe contrôle avaient les pieds plats contre 45% dans le groupe expérimental. Chaque participant devait marcher à une

⁴ Indice de masse corporelle (IMC) représente le rapport en la masse (kg) sur la taille (en mètre) au carré.

vitesse autodéterminée le long d'une passerelle de quatre mètres de longueur dotée d'une plateforme de pression numérique intégrée. Selon un ordre aléatoire, deux conditions étaient expérimentées, soit sans et avec le port d'un sac à dos. Les variables étudiées étaient les suivantes : (1) les surfaces de contact de l'avant-pied, du médio-pied et de l'arrière-pied ainsi que la pression plantaire maximale pour chacune de ces trois zones; (2) la pression plantaire moyenne des capteurs pour chacune des trois zones et (3) le « *Dynamic Arch Index* » (DAI)⁵. Les résultats associés aux conditions impliquant le port du sac à dos montrent que les pressions plantaires maximales n'étaient pas significativement différentes entre les groupes au niveau du médio-pied (+15% pour le groupe contrôle et +14% pour le groupe expérimental) et à l'avant-pied (+7% pour le groupe contrôle et +5% pour le groupe expérimental). Dans ce même contexte, les pressions plantaires moyennes ont significativement augmenté chez le groupe contrôle (+15% à l'avant-pied et +42% au médio-pied) par rapport au groupe expérimental où seul l'avant-pied a significativement été impacté (+7% à l'avant-pied et changements non significatifs au médio-pied) (Pau et coll., 2016).

Ensuite, Ahmad et coll. (2019) ont étudié les effets du port d'un sac à dos de différentes masses sur certains paramètres cinétiques des pieds chez 57 écoliers (âgés entre 7-9 ans). Tous ont effectué une marche de 10 mètres (vitesse autodéterminée) avec un sac à dos chargé à 0%, 10% et 15% du poids corporel. Une semelle dotée de capteurs de force disposée dans leurs chaussures a été utilisée. Selon les résultats, l'ajout d'une charge (de 10% et 15% du poids corporel) a occasionné une augmentation significative de la surface de contact (au médio-pied

⁵ La DAI représente le rapport entre le médio-pied et la surface de contact globale qui comprend les orteils (Pau et Coll. (2016)).

et au talon), des relations pression-temps (aux orteils et aux métatarsiens) et des relations force-temps (aux os métatarsiens), comparativement à la condition sans charge (0%). Dans cette même condition, une augmentation significative des relations pression-temps et force-temps (sous les orteils, les métatarsiens et le médio-pied) a été obtenue. Or, spécifions qu'aucune différence significative n'a été observée entre les deux pieds d'un même individu (Ahmad & Barbosa, 2019).

Selon ces résultats, il semble que les modulations de la surface de contact et des pressions plantaires varient en termes de magnitude et de localisation sous le pied selon la masse de la charge transportée, le poids initial de la personne, la morphologie des pieds, la hauteur à laquelle le sac est porté sur la personne et l'âge de cette dernière.

1.4 La sensibilité plantaire

Cette dernière et brève section présente une étude récente qui aborde l'effet d'une charge ajoutée (sac à dos), sur la sensibilité plantaire et le contrôle postural. Bien qu'il s'agisse d'une étude menée sur un petit échantillon de la population, elle offre une portée clinique pertinente, en regard aux marcheurs de longue durée.

Jammes et coll. (2018) ont étudié l'influence du port de charges lourdes sur la sensibilité plantaire de 15 soldats et pompiers en bonne santé (âge moyen : 24 ± 2 ans et poids moyen : 70 ± 5 kg). La sensibilité aux vibrations émises (via une sonde de vibration verticale) à deux zones de la plante des pieds (tête du 5^e métatarsien ainsi qu'au talon) a été évaluée à deux fréquences (25 Hertz et 150 Hertz) et selon sept amplitudes différentes. Chaque participant devait attribuer un score sur une échelle visuelle analogique reflétant l'intensité des différentes amplitudes de vibration perçues pour chaque fréquence. Après avoir porté une veste chargée (30 ± 2 % du

poids corporel) debout durant quatre minutes, la perception des vibrations plantaires des participants a été évaluée immédiatement et 10 minutes après le retrait de cette charge (première phase de l'évaluation). Dans la deuxième phase de l'évaluation, 30 minutes après le retrait de la charge, les participants mettaient à nouveau la veste chargée et marchaient 400 mètres avec celle-ci. Ensuite, la sensibilité vibratoire perçue immédiatement et 10 minutes après le retrait de la charge était à nouveau évaluée. À titre de valeurs de référence, les participants avaient été testés sans charge ajoutée un jour avant, selon le même protocole. Les résultats de la première phase d'évaluation montrent que le seuil de perception des fréquences de vibration à 25 Hertz a significativement augmenté au niveau de la tête du 5^e métatarsien et au talon avec le port de charge. Ensuite, 10 minutes après le retrait de la charge, seul l'effet observé au talon a persisté. Lors de la deuxième phase de l'évaluation, le seuil de perception de la fréquence vibratoire à 25 Hertz a seulement augmenté au niveau du talon. Après 10 minutes de retrait de charge, ces observations ont seulement persisté au niveau du talon. Globalement, les évaluations à plus haute fréquence (150 Hertz) n'ont apporté aucune différence à celles à basse fréquence (25 Hertz). À la lumière de leurs résultats, les auteurs concluent que le port d'une charge de 30 ± 2 % du poids corporel est suffisant pour réduire les voies sensorielles des pieds, et ce, tant debout qu'à la marche (Jammes, Ferrand, Fraud, Boussuges, & Weber, 2018). Malgré qu'une seule étude ne soit pas suffisante pour définir les impacts d'une charge ajoutée sur la sensibilité du pied, ces résultats préliminaires soulèvent la vulnérabilité de la fonction sensorielle dans un tel contexte.

En conclusion de ce chapitre, la littérature évoque que le port du sac à dos puisse faiblement impacter la structure du pied. En effet, le port de charge n'a pas particulièrement influencé le type de pied de jeunes écoliers. Toutefois, certains

changements dans la longueur totale du pied, la largeur du pied, la longueur de l'arche plantaire longitudinale médiale ainsi que la hauteur du naviculaire ont été documentés chez cette catégorie d'âge. Chez de jeunes adultes, cela n'a pas été identifié. Aussi, lors du port d'une charge, un impact sur le recrutement musculaire extrinsèque et intrinsèque des pieds a été observé selon le type morphologique du pied : un recrutement plus important a été observé chez des individus aux pieds plats, comparativement à ceux aux pieds neutres. Selon les résultats, il est possible de penser qu'en général, les principaux muscles plantaires ont la capacité de contrer une portion des effets induits par le port du sac à dos chargé, dans divers contextes. Aussi, les effets induits par le port du sac à dos sur la cinétique du pied ont été plus particulièrement documentés chez des enfants. L'augmentation des pressions plantaires (moyennes et maximales) et des surfaces de contact plantaires étaient cependant influencés par divers critères (p. ex. : poids du sac à dos, poids du participant, âge du participant, etc.). Chez de jeunes adultes, une seule étude a observé une altération sensorielle plantaire secondaire à l'ajout d'une charge. D'après le corps de connaissance actuel, on remarque donc que les effets induits par le port du sac à dos sont particulièrement observés chez des jeunes d'âge scolaire. En effet, il y a très peu de littérature au sujet des effets chez les adultes ou les personnes avancés en âge, lesquels sont pourtant sujets à devoir transporter des charges dans le cadre de leur déplacement à pied.

CHAPITRE 2 : Le cycle de marche et les structures impliquées

Dans ce second chapitre, le cycle de marche est présenté en regard à ses diverses phases, aux principales contraintes corporelles impliquées ainsi qu'à ses principaux impacts sur la personne. Ici, l'accent est porté au niveau des jambes et

des pieds, lesquels figurent parmi les premiers à recevoir les impacts à la suite du contact du pied au sol.

2.1 Cycle de marche

Le cycle de marche est basé sur une convention ou une référence internationale permettant d'étudier la marche. C'est une représentation détaillée de la marche utile pour cerner si une démarche présente des dysfonctions (Gasq, Molinier, & Lafosse, 2009). Il est recensé qu'en moyenne 4 000 à 8 000 pas sont effectués par jour, chez les adultes en bonne santé (Tudor-Locke et coll., 2011). En alternance, chaque membre inférieur effectue son propre cycle de marche, dont chaque cycle est composé de deux phases principalement : une phase d'appui et une phase d'oscillation (voir Figure 1) (Gasq et coll. (2009)). Ces deux phases ainsi que leurs sous-phases seront décrites dans les sections suivantes. Tout au long du cycle de marche, les membres collaborent ensemble afin de conserver la stabilité et le mouvement du corps vers l'avant. Effectivement, le pied est un segment corporel qui contribue à ces deux éléments cités, lesquels seront abordés plus exhaustivement au courant de ce deuxième chapitre.

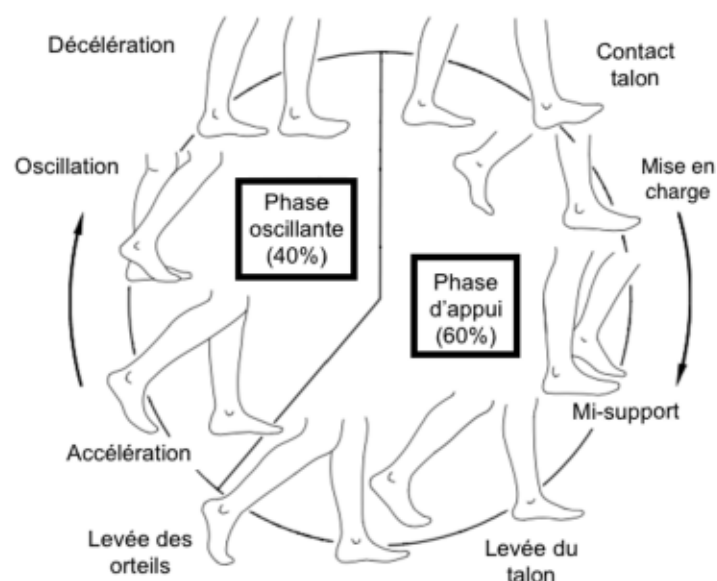


Figure 1: Schéma du cycle de marche complet (traduction libre) (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992)

2.1.1 La phase d'appui

La phase d'appui représente environ 60% du cycle de marche (Gasq et coll., 2009; Michaud, 2011; Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992). Elle est comprise entre le moment où le pied prend contact avec le sol et lorsque le dernier orteil de ce même pied quitte le sol (Vaughan et coll., 1992). La phase d'appui qui s'étend de 0% à 10% du cycle s'amorce par une période en double support qui correspond au contact initial du talon avec le sol et à la réception du poids corporel (mise en charge) (Gasq et coll., 2009; Kirtley, 2006). À ce moment, le centre de gravité de la personne est à son plus bas (Vaughan et coll., 1992). La phase d'appui comprend ensuite un moment en simple support correspondant à la période de mi-support qui s'étend de 10% à 50% du cycle. Le simple support ou le mi-support constitue le moment intermédiaire de l'appui où l'ensemble de la surface plantaire touche le sol (Gasq et coll., 2009; Grimshaw & Burden, 2010; Kirtley, 2006; Michaud, 2011). À ce moment, le centre de gravité est à son plus haut (Vaughan et coll., 1992). Durant cette période, le pied controlatéral est en période d'oscillation et vient à dépasser la position du pied en charge ainsi que le corps pour préparer la propulsion. Finalement, la phase d'appui comprend une deuxième période en double support qui correspond à la phase de propulsion. Elle s'étend de 50 à 60% du cycle de marche (Gasq et coll., 2009; Grimshaw & Burden, 2010; Kirtley, 2006) et débute par la levée du talon et prend fin tout juste avant que l'ensemble du pied ne soit plus en contact avec le sol.

2.1.2 Rôles du pied lors de la phase d'appui

Durant la période de mise en charge, ce sont les 28 os et les 33 articulations du pied qui lui allouent une infrastructure en faveur de l'absorption des chocs lorsque le talon contacte le sol à la marche (Zifchock, 2006). Précisément, ce sont les muscles du compartiment antérieur de la jambe (tibial antérieur, long extenseur de

l'hallux, long extenseur des orteils et le 3^e fibulaire s'il y a lieu) qui, dès que le talon entre en contact avec le sol, agissent de concert. Durant cette phase, ces muscles travaillent selon un mode de contraction musculaire excentrique pour décélérer la flexion plantaire induite par le momentum du corps dans sa progression vers l'avant (Michaud, 2011). Aussi, le coussinet adipeux infra-calcanéen joue un rôle important dans la dissipation des forces de réaction du sol alors qu'il y a contact du talon avec ce dernier (Jahss, Kummer, & Michelson, 1992).

Au début de la période de mi-support, le moment où le pied est plantigrade⁶, les muscles de la loge antérieure, notamment le tibial antérieur, s'activent de façon excentrique afin de contre-balancer l'action concentrique des muscles de la loge postérieure (Michaud, 2011). Cela permet de stabiliser le pied au sol. Le muscle tibial postérieur, quant à lui, est impliqué dans le processus de décélération de la pronation de l'articulation subtalaire (Michaud, 2011). La progression de la charge allant du corps (proximal) jusqu'aux pieds (distal) se termine par un transfert de poids se distribuant de la portion latérale du pied vers sa portion médiale. Ce mouvement est stabilisé par l'action des muscles de la loge latérale de la jambe, soit les muscles court et long fibulaires qui se contractent de façon concentrique. À ce même moment, le médio-pied est stabilisé par l'action du long fibulaire en synergie avec l'action du muscle tibial postérieur (Michaud, 2011). En condition de simple appui, le pied au sol devient davantage mobile grâce à une série de positionnements articulaires impliquant un mouvement de pronation des pieds visant à s'adapter aux contraintes et aux charges (Michaud, 2011; Tas, Özgül Ünlüer, & Korkusuz, 2018).

⁶ Le terme plantigrade signifie que toute la surface de la plante du pied est au sol (Del-Mancino, Gobert, Humbert, & Petitjean, 2012).

La période de propulsion est initiée par la levée du talon. Elle résulte d'une combinaison de facteurs. Parmi ceux-ci figurent : l'élan engendré par l'avancement du centre de masse, la décélération de la dorsiflexion à la cheville et la flexion du genou, occasionnée par une contraction concentrique des gastrocnémiens ainsi que des muscles localisés au niveau du compartiment postérieur profond de la jambe (long fléchisseur de l'hallux, long fléchisseur des orteils, tibia postérieur et poplité) (Michaud, 2011). Lors de la poussée (propulsion), la contraction concentrique du triceps sural (comprenant le soléaire et les gastrocnémiens) permet aussi la flexion du pied grâce à l'effet du tendon d'Achille et l'action du muscle tibia postérieur (Michaud, 2011; Vaughan et coll., 1992). Le tibia postérieur stabilise la portion médiale du pied (faisant référence à l'arche plantaire longitudinale médiale) en plus d'être le plus puissant inverseur du pied; grâce à son avantage mécanique relié à son trajet anatomique (Mann & Thompson, 1985). De par son trajet anatomique spécifique au niveau du médio-pied, le long fibulaire engendre entre autres un mouvement couplé de dorsiflexion et d'éversion de l'os cuboïde ainsi qu'une flexion plantaire du premier os métatarsien. Cela vise à rigidifier les articulations du médio-pied et optimiser le travail musculaire des principaux groupes concernés (Michaud, 2011). La dorsiflexion des orteils résultante est assistée par l'effet du fascia plantaire qui génère, à chaque pas, de la tension et du soutien au niveau de l'arche plantaire médiale, communément appelé le mécanisme du treuil (Michaud, 2011). Comme ce mécanisme est impliqué dans chacun des pas à la marche, soit de multiples fois par jour, nous présumons que les effets dus à sa répétition peuvent s'accumuler et impacter les structures de soutien du pied en contexte de cumul de marche.

Certains muscles intrinsèques du pied (abducteur et adducteur de l'hallux, court fléchisseur du 5^e orteil et de l'hallux, interosseux ainsi que les lombricaux) sont eux aussi impliqués lors de la marche (voir Figure 2). L'action musculaire de ceux-ci débute normalement à 40 % du cycle de marche bien qu'elle puisse apparaître plus précocement (soit à 10 % du cycle de marche), dans certains contextes (Mann, 1964). Ils contribuent à stabiliser le pied tout en résistant à son affaissement et à l'éversion de sa portion postérieure, lorsqu'il impacte le sol (Michaud, 2011). Aussi, ils participent majoritairement à la flexion plantaire de l'avant-pied ainsi qu'à la stabilisation de l'articulation transverse du tarse⁷, soutenant ainsi l'arche plantaire médiale. Cela permet au pied d'agir à titre de levier tout en assurant une certaine rigidité intersegmentaire (Zifchock, 2006). Chez une personne ayant une arche plantaire longitudinale médiale basse, il est considéré que l'action musculaire requise pour le maintien du pied est accentuée (Mann, 1964).

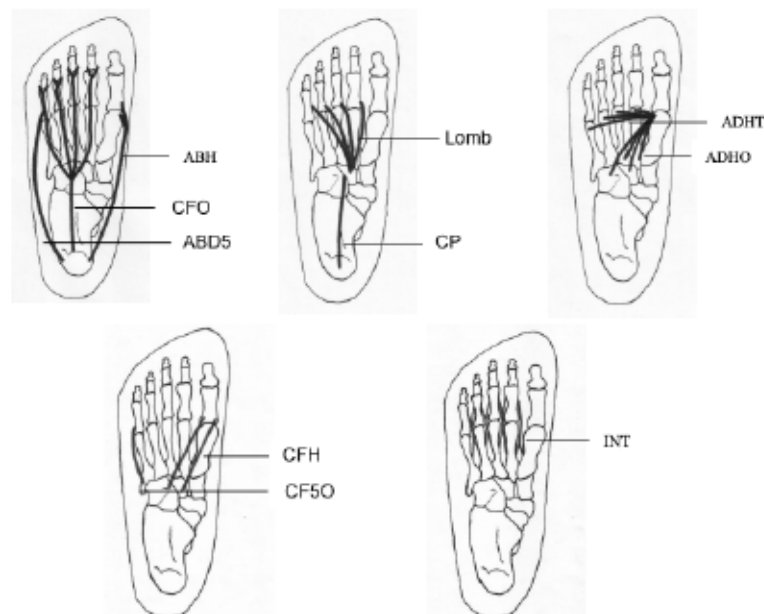


Figure 2: Les principaux muscles intrinsèques plantaires (traduction libre) (Jam, 2004)

Annotations : ABH : abducteur de l'hallux; CFO : court fléchisseur des orteils ; ABD5 : abducteur du 5^e orteil; Lomb : lombricaux; CP : carré plantaire; ADHT : adducteur de l'hallux (transverse); ADHO : adducteur de l'hallux (oblique); CFH : court fléchisseur de l'hallux; CF5O : court fléchisseur du 5^e orteil et INT : interosseux.

⁷ Articulation de Chopart : entre le talus et le naviculaire ainsi qu'entre le calcaneus et le cuboïde (Zifchock, 2006).

2.1.3 La phase d'oscillation

La phase d'oscillation représente environ 40% du cycle de marche (Gasq et coll., 2009; Michaud, 2011; Vaughan et coll., 1992) et se caractérise comme étant le moment où le pied n'est pas en contact avec le sol, soit de la levée des orteils jusqu'au contact subséquent du talon du pied opposé (Kirtley, 2006; Michaud, 2011). Celle-ci comprend deux périodes : la période d'envol et la période d'atteinte. La période d'envol se produit en simple appui et s'étend de 60% à 100% du cycle de marche (Gasq et coll., 2009; Kharb, Saini, Jain, & Dhiman, 2011; Kirtley, 2006). Elle est caractérisée par le balancement du membre qui vient tout juste de quitter le sol, passant de l'arrière jusqu'à égalité avec le corps selon une vue de profil de la personne (c'est-à-dire une vue dans le plan dit sagittal). Enfin, la période d'atteinte représente la dernière période du cycle de marche. Elle débute lorsque le pied passe directement vis-à-vis le corps selon une vue dans ce même plan, et ce, de façon synchrone avec le pied controlatéral, étant en phase de mi-support (Grimshaw & Burden, 2010; Kirtley, 2006; Vaughan et coll., 1992). On y retrouve une décélération du membre en balancement grâce à l'action musculaire en vue de stabiliser le pied vers l'étape qui précède le contact talon (Vaughan et coll., 1992). En résumé, 80% du cycle de marche est effectué en simple appui (un seul pied est en contact avec le sol) alors que 20% du temps seulement, le marcheur est en double appui au sol (les deux pieds sont simultanément en contact avec le sol) (Olivier, 2008). La Figure 3 illustre l'ensemble des composantes du cycle de marche.

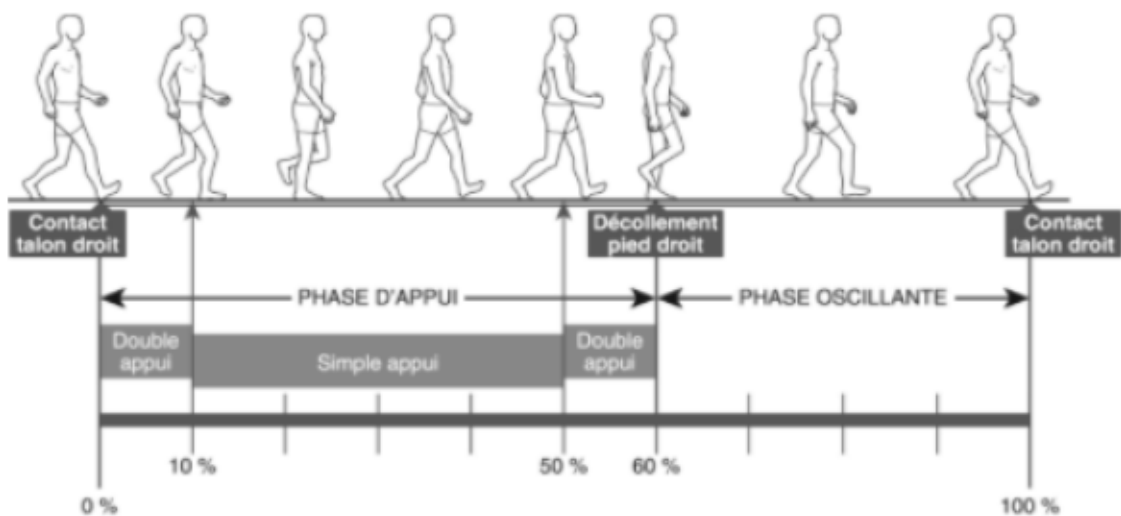


Figure 3: Représentation schématique du cycle de marche (Bonan, Luaute, & Marque, 2015)

2.1.4 Rôles du pied lors de la phase d'oscillation

Durant la période d'envol, les muscles fléchisseurs de la hanche s'activent afin d'accélérer la jambe vers l'avant (Grimshaw & Burden, 2010; Vaughan et coll., 1992). Conséquemment, la stabilité du corps durant cette période est en partie assurée par les muscles de la hanche (Michaud, 2011). La tension accumulée dans le tendon d'Achille durant la phase d'appui permet le positionnement articulaire des hanches et des genoux et permet d'initier le balancement de la jambe pour restreindre le travail musculaire requis (Michaud, 2011).

Durant la période d'atteinte, afin de permettre la dorsiflexion de la cheville et de mettre le pied dans une position où il évite les conflits avec le sol, les muscles de la loge antérieure de la jambe doivent se contracter de façon concentrique (Michaud, 2011). Les principaux initiateurs de la dorsiflexion de la cheville sont le long extenseur des orteils ainsi que le 3^e fibulaire s'il y a (Root, Weed, & Orien, 1977). Les muscles tibial antérieur et long extenseur de l'hallux s'engagent de façon concentrique pour amplifier la dorsiflexion de la cheville préalablement initiée lors de la période d'envol

(Michaud, 2011). Le muscle tibial antérieur a également un effet de dorsiflexion du premier os métatarsien étant donné son insertion sur celui-ci (Root et coll., 1977).

Somme toute, le cycle de marche met en évidence la complexité du travail effectué par le corps à des fins de locomotion. Il semble évident que le corps est soumis à un certain nombre d'impacts, à commencer par le pied, le premier membre à impacter le sol à chacun des cycles de marche. Ainsi, il est raisonnable de penser qu'avec un volume substantiel de marche, des modulations dans la configuration du pied pourraient être observables et que les structures impliquées dans la stabilisation deviennent propices à la fatigue et aux blessures. À cet effet, il semble pertinent d'évaluer le risque d'affaissement de l'arche plantaire médiale et l'association entre sa hauteur et sa façon de s'adapter aux contraintes, dans un contexte de marche soutenue. Le chapitre suivant fera part des impacts de la marche sur le corps ainsi que les fonctions d'adaptation associées.

CHAPITRE 3 : Les effets de la marche sur l'organisme

Bien que les avantages de la pratique de la marche demeurent encore que partiellement connus sur le plan de la santé des individus et des populations, certains ont été bien documentés dans la littérature et d'autres un peu moins. Parmi les principaux figurent les effets de la marche sur les dimensions physiologiques, neuromotrices et sensitivo-motrices ainsi que les effets psychologiques. Le corpus de connaissances actuelles et ses frontières sont présentés dans ce chapitre.

3.1 Sur le plan physiologique

Certains facteurs de risque de maladies cardiovasculaires ont clairement été reconnus et les principaux sont : les taux lipidiques (faible taux de lipoprotéines de haute densité (HDL), le haut taux de cholestérol et l'hypertriglycémie),

l'hyperinsulinémie (diabète sucré), l'hypertension artérielle systolique ainsi que le tabagisme (Pencina et coll., 2019). Bien que la gestion de ceux-ci nécessite une prise en charge médicale, la marche, par exemple, pourrait jouer un rôle dans la prévention et à titre de moyen complémentaire aux soins de santé pharmacologique. Par le biais de quatre méta-analyses et trois études additionnelles, les effets positifs de la marche sur les facteurs de risque associés aux maladies cardiovasculaires seront présentés.

Une méta-analyse basée sur 42 études provenant de 14 différents pays a été menée par Hanson et coll. (2016). L'objectif était de recenser les effets associés à la marche pratiquée en groupe et en plein air sur la santé chez 1843 participants (âge moyen de 58 ans). Ceux-ci étaient atteints de diverses pathologies (p. ex : arthrite, démence, troubles cognitifs, obésité et surpoids, maladie de Parkinson). Les protocoles de marche des études originales variaient entre eux, impliquant une marche à vitesse autodéterminée d'une durée allant de 3 heures à 143 heures. La période de marche des participants allait de 3 semaines pour les plus courtes à 1 an pour les plus longues, en fonction des études. Les résultats globaux montrent des effets significatifs et bénéfiques de la marche sur les mesures suivantes : la tension artérielle systolique (TAS) (-3,72 mmHg), la tension artérielle diastolique (TAD) (-3,14 mmHg), la fréquence cardiaque de repos (-2,88 battements par minute (bpm)), le pourcentage de graisse corporelle (-1,31%), l'Indice de masse corporelle (IMC) (-0,71 kg/m²), la concentration de cholestérol total (-0,11 mmol/L) et le VO₂ max⁸ (+2,55 mL/kg/min). Toutefois, les résultats étaient moins concluants pour les paramètres suivants : la glycémie à jeun, le tour de taille et le taux de lipides sériques de haute densité (HDL). À titre de limite, les conclusions rapportées dans cette étude ne

⁸ Volume d'oxygène maximal qui peut être utilisé durant une minute d'exercice de haute intensité, mesurée en millilitres d'oxygène en une minute par kilogramme de poids corporel (Armstrong & Edwards, 2003, 2004).

mettent pas en relation les distances et les temps de marche avec les effets physiologiques obtenus.

En appui à l'étude précédente, une méta-analyse menée par Kelley et coll. (2001) incluant 16 études a examiné les effets de la marche sur les tensions artérielles (TAS et la TAD) de repos de 650 participants sédentaires (âge moyen de 58 ans). L'entraînement à la marche durait entre 4 et 52 semaines à raison de 2 à 5 séances de 30 à 60 minutes par semaine. L'intensité des entraînements se situait entre 45% et 86% de leur VO₂ maximal respectif. Les résultats ont démontré une réduction significative de la TAS et TAD (environ 2%) après l'entraînement à la marche (G. A. Kelley, Kelley, & Tran, 2001).

En complémentarité, une méta-analyse menée par Kelley et coll. (2004) comprenant 25 études avait pour objectif d'évaluer les effets de la marche sur une période de huit semaines et plus sur le taux de lipides et de lipoprotéines de 1 176 adultes (âgés entre 20 et 85 ans). Selon les résultats rapportés par les auteurs, l'entraînement à la marche a significativement réduit les taux de LDL-C⁹ et le rapport entre la concentration de cholestérol total sur la concentration de HDL-C¹⁰, cela, indépendamment des changements dans la composition corporelle des participants (Kelley, Kelley, & Tran, 2004). Des résultats similaires ont été observés par Bemelmans et coll. (2010) dans le cadre d'une étude se penchant sur les effets d'un pèlerinage de 12 jours de marche sur les facteurs de risque de maladies cardiovasculaires. Ainsi, 58 participants (âgés entre 40 et 70 ans) ont été distribués

⁹ Le LDL-C (« *Low-density lipoprotein* ») est une lipoprotéine de basse densité associée au cholestérol contribuant, lorsqu'à taux élevé dans le sang (> ou = à 160 /mg/dL) , à augmenter le risque de morbidité et de mortalité par maladie coronarienne (Expert Panel on Detection, Evaluation, & Adults, 2001).

¹⁰ Le HDL-C (« *Hight-density lipoprotein* ») est une lipoprotéine de haute densité associée au cholestérol ayant un effet cardiovasculaire optimal lorsque le taux normal est maintenu (40-60 mg/dL) (Expert Panel on Detection et coll., 2001).

en deux groupes, soit un groupe contrôle composé de 29 participants n'ayant pas marché et un groupe expérimental formé de 29 participants ayant réalisé ledit pèlerinage pédestre. Chez les participants du groupe expérimental (distance moyenne : $23,42 \pm 0,08$ km/jour; durée journalière de la marche : $5,39 \pm 0,36$ h/jour), une augmentation du taux de HDL-C (+15%), une diminution du taux de LDL-C (-17%) ainsi qu'une diminution du poids corporel (-2%) ont été notées, comparativement au groupe contrôle. Deux mois après le pèlerinage, seule la diminution du poids corporel (-2 kg) a persisté, chez le groupe expérimental (Bemelmans et coll., 2010).

Les effets d'un pèlerinage pédestre sur des facteurs de risques de maladies cardiovasculaires (protéine c-réactive, cholestérol, triglycérides, tensions artérielles et la capacité cardio-respiratoire) ont aussi été vérifiés par Harris et coll. (2013). L'étude évaluait certains biomarqueurs sanguins, paramètres anthropométriques et physiologiques de 11 participants (trois femmes et huit hommes) en bonne santé (âge moyen : $25,8 \pm 14,5$ ans), avant et après un pèlerinage de 30 jours effectué sur un chemin balisé. Une distance totale de 758 km était parcourue par les participants, soit 25 km de marche journalière à une intensité moyenne de 55,96% de la fréquence cardiaque maximale. Des diminutions significatives ont été obtenues pour le poids corporel (passant de $79,3 \pm 4,3$ à $76,4 \pm 2,98$ kg), le pourcentage de graisse corporelle (passant de $24,48 \pm 2,31$ à $23,01 \pm 2,12$ %), les pressions artérielles [TAS et TAD] (de $119 \pm 3,82$ / $75 \pm 2,73$ à $110 \pm 5,07$ / $69 \pm 3,10$ mmHg) et une augmentation de la capacité respiratoire (Harris & Wolf, 2013). Ces résultats vont dans le même sens que la méta-analyse de Hamer et coll. (2008) qui a observé que les déplacements actifs (incluant la marche et vélo) avaient un effet bénéfique robuste sur les risques de maladies cardiovasculaires (Hamer & Chida, 2008).

À la lumière de ces études, nous pouvons constater que la marche a le potentiel d'améliorer certains paramètres physiologiques tels que la tension artérielle systolique et diastolique, la fréquence cardiaque de repos, la consommation d'oxygène maximale, le pourcentage de graisse corporelle, le poids corporel, l'Indice de masse corporelle ainsi que le taux sérique de cholestérol et de certaines lipoprotéines, pour ne nommer que les changements les plus importants. Selon la littérature présentée, l'effet protecteur de la marche est répertorié soit dans un contexte de marche pratiquée de façon périodique au quotidien ou encore dans un contexte de pérégrination ne dépassant pas les 30 jours consécutifs. La littérature ne permet pas à ce jour de déterminer clairement si les grandeurs des effets sont majorées dans le contexte d'une pratique de la marche de longue durée comme celui de la pérégrination présentée ici. Que quelques études en contexte de pèlerinage ont été faites et la question de comparaison entre les types de pratique de la marche n'a pas encore été adressée. Maintenant que les effets physiologiques ont été décrits, examinons les effets neuromoteurs et sensitivo-moteurs associés à la marche.

3.2 Sur le plan neuromoteur et sensitivo-moteur

En plus, la littérature compte certaines études qui abordent les effets neuromoteurs et sensitivo-moteurs de la marche sur la personne. D'ailleurs, il a été démontré que la marche pratiquée sur une base régulière a un impact positif sur l'équilibre postural et le risque de chute, chez les personnes âgées (Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2003). Chatutain et coll. (2019) ont aussi observé que la pratique de la marche méditative¹¹ vise à améliorer l'équilibre postural et également le sens de

¹¹ Type de marche lente combinée à un exercice de pleine conscience du corps durant laquelle une attention particulière est tournée vers le mouvement des membres inférieurs (Chatutain, Pattana, Parinsarum, & Lapanantasin, 2019).

repositionnement de la cheville, chez les femmes âgées. Ensuite, les effets psychologiques de la marche seront abordés.

3.3 Sur le plan psychologique

Certaines études mettent en lumière des bénéfices sur la santé psychologique au fait de marcher régulièrement (Cipriani et coll., 2018; Crust, Keegan, Piggott, & Swann, 2011; Hanson & Jones, 2015; Kelly et coll., 2018; Robertson, Robertson, Jepson, & Maxwell, 2012; Saunders et coll., 2013; Weisz, McCarty, & Valeri, 2006). Il existe, entre autres, six études importantes en lien avec l'effet de la marche sur les facteurs psychologiques (dont trois revues synthèses basées sur la méta-analyse) (Hanson & Jones, 2015; Kelly et coll., 2018; Robertson et coll., 2012).

D'abord, la méta-analyse comprenant 42 études menée par Hanson et Jones (2015) avait pour objectif d'examiner l'impact de la marche sur les indices de la dépression. Les données de 1843 marcheurs faisant partie d'un groupe de marche pratiquant à l'extérieur ont été analysées. Une seconde méta-analyse présentée par Robertson et coll. (2012) s'est basée sur huit (8) études pour évaluer les effets de deux contextes de marche (structurée ou semi-structurée) sur les symptômes reliés à la dépression, chez des adultes atteints. Selon les études originales, l'intervention à la marche consistait en des séances d'une durée de 20-50 minutes, pouvant avoir lieu à l'intérieur ou à l'extérieur. L'intervention à la marche représentait soit à elle seule une thérapie ou elle était administrée en complémentarité aux approches thérapeutiques classiques, telles que la psychothérapie et la médication (Cipriani et coll., 2018; Weisz et coll., 2006). De plus, Kelly et coll. (2018) ont présenté une méta-analyse basée sur cinq revues systématiques et 50 études traitant les effets de la marche sur différentes facettes de la santé mentale. L'effet de la randonnée en groupe sur plusieurs jours consécutifs chez 25 marcheurs a également été décrit par

Saunders et coll. (2013), en regard à l'évolution de la croissance personnelle, du sentiment d'accomplissement, du sentiment d'auto-efficacité, etc. Toujours sur plusieurs jours consécutifs, entre 6 à 11 jours, les effets de la marche de 6 participants ont été documentés, lesquels ont parcouru une distance de 19,3 à 29 km par jour; ce qui équivaut à une distance totale de 135 à 308,9 kilomètres (Crust et coll., 2011).

Sommairement, ces travaux de recherche indiquent que la marche engendre une diminution significative des scores reliés à la dépression ainsi qu'un effet positif significatif sur la gestion de ces symptômes chez diverses populations (Hanson & Jones, 2015; Kelly et coll., 2018; Robertson et coll., 2012). La littérature montre que la marche a aussi des effets positifs sur d'autres indices psychologiques, notamment en engendrant une diminution du score associé à la dépression et à l'anxiété ainsi qu'une augmentation du sentiment de bien-être (Kelly et coll., 2018; Saunders et coll., 2013). La pratique de la marche a aussi occasionné une amélioration de l'estime de soi à court terme (effets immédiats lors de la marche), sans toutefois que cette amélioration persiste à long terme (Kelly et coll., 2018). De plus, certaines données permettent d'établir la présence d'un effet positif associé à la marche sur le stress psychologique (Kelly et coll., 2018). Par contre, les informations portant sur l'isolement social et la solitude demeurent à ce jour sans consensus clair en raison de la diversité et de la complexité de l'environnement social des gens (Kelly et coll., 2018). De plus, l'effet de la marche sur la résilience est un aspect qui ne semble pas avoir été documenté jusqu'à présent (Kelly et coll., 2018). Selon la littérature, effectuer une randonnée de groupe de plusieurs jours aiderait les marcheurs à apporter des changements positifs et durables dans leur vie tels que : l'entretien de relations interpersonnelles, l'amélioration du sentiment d'auto-efficacité, de la croissance personnelle ainsi que du sentiment d'accomplissement (Saunders et coll.,

2013). La marche de longue durée induit aussi une augmentation des émotions positives, du sentiment de bien-être, de la croissance personnelle et une diminution du niveau de stress (Crust et coll., 2011).

Le contexte dans lequel la marche est pratiquée a également été identifié comme un élément ayant un impact notable sur la taille de ses effets, notamment sur la dimension psychologique de la personne. Selon des données probantes, pratiquer la marche dans un environnement naturel augmenterait les bénéfices sur la santé mentale (Bowler, Buyung-Ali, Knight, & Pullin, 2010; Kelly et coll., 2018).

Les observations présentées ci-haut démontrent que les effets de la marche sont multidimensionnels : physiologique, neuromoteur et sensitivo-moteur ainsi que psychologique. Les effets de la marche ont majoritairement été évalués sur quelques semaines seulement et rarement sur une période dépassant un an ou encore dans un contexte de marche longue durée, jusqu'à présent. Afin d'en apprendre davantage sur la marche, le prochain chapitre abordera les adaptations du pied lors de la marche et de ses fonctions de soutien.

CHAPITRE 4 : Adaptations du pied à la marche

Le pied doit constamment s'adapter pour jouer convenablement ses diverses fonctions à la marche. Dans ce quatrième chapitre seront abordées les principales composantes de soutien du pied. Considérant que l'arche plantaire médiale a un rôle notable dans le soutien du pied, une attention particulière sur ses composantes et les facteurs intrinsèques qui l'influencent sera portée dans ce quatrième chapitre.

4.1 Effets sur les structures de soutien du pied

Le membre inférieur, comprenant la jambe et le pied, compose un mécanisme multiarticulaire permettant l'interaction entre le corps et le sol lors de la locomotion

(Leardini et coll., 2007). Le pied est considéré comme étant complexe en regard à sa configuration multisegmentaire, ses diverses fonctions de locomotion et sa capacité de soutien. À cet égard, la littérature soutient qu'il n'existe pas ou très peu de données à la marche permettant de décrire avec justesse la multitude des mouvements de petite amplitude, ou des micromouvements, à l'intérieur du pied. Nous parlons ici des mouvements fins ayant lieu entre les os où le manque de données à cet effet est relié à la complexité à les évaluer (Jam, 2004; McKeon, Hertel, Bramble, & Davis, 2015). Afin de s'adapter aux contraintes lors de la marche, le pied offre un fonctionnement dynamique qui lui est spécifique. Il est considéré comme étant suffisamment rigide pour bien supporter le poids du corps : en contexte où il y a peu de déplacement du corps (condition statico-dynamique¹²) ainsi qu'en contexte où il y a des accélérations plus importantes (condition dynamique¹³). En contrepartie, le pied est décrit comme étant suffisamment flexible pour s'ajuster aux contraintes reliées à la marche (absorption de choc) et à l'environnement (Okamura, Kanai, Hasegawa, Otsuka, & Oki, 2018; Tas et coll., 2018). Tant en situation statico-dynamique que dynamique, l'arche plantaire longitudinale médiale joue un rôle majeur dans la fonction de soutien du pied (Jam, 2004).

Les principales structures de soutien de l'arche (os, muscles, tendons et ligaments) permettent au pied sa grande capacité d'adaptation fonctionnelle (Zifchock, 2006). Plus spécifiquement, il est connu que la stabilisation de l'arche plantaire longitudinale médiale (voir Figure 4) est assurée par divers éléments tels que: l'aponévrose plantaire, les trois principaux ligaments (ligament plantaire long et court ainsi que le ligament calcanéo-naviculaire plantaire), la congruence entre le

¹² Une condition qui désigne que le corps se maintient debout alors que les pieds sont immobiles et à plat au sol.

¹³ Une condition qui désigne que le corps progresse au-dessus d'un positionnement des pieds par rapport au sol qui est changeant.

talus et le naviculaire, la tension viscoélastique tendineuse et la contraction des muscles intrinsèques (voir Figure 3) et stabilisateurs des pieds (abducteur de l'hallux, court fléchisseur de l'hallux, court fléchisseur des orteils, abducteur du cinquième orteil et les interosseux dorsaux (Cowan, Jones, & Robinson, 1993; Headlee, Leonard, Hart, Ingersoll, & Hertel, 2006; Jam, 2004; Okamura et coll., 2018; Robert & Jahss, 1991).

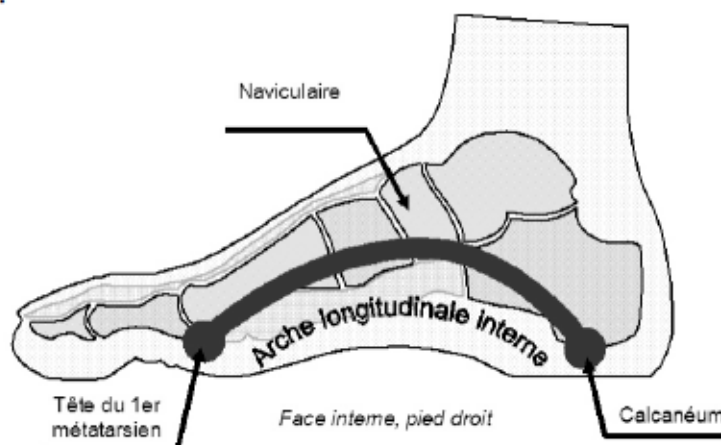


Figure 4: Schéma de l'arche plantaire longitudinale médiale (Centre d'ortho-podologie et d'orthopédie, 2021)

Certaines études se sont intéressées à l'influence de l'activité musculaire sur le comportement de l'arche plantaire longitudinale médiale dans divers contextes (Headlee et coll., 2006; Hunt, Smith, Torode, & Keenan, 2001; Robert & Jahss, 1991; Thordarson, Kumar, Hedman, & Ebramzadeh, 1997; Zifchock, 2006). D'abord, en situation dynamique, c'est davantage les muscles du mollet et du pied (le tibial antérieur, le tibial postérieur, long fibulaire ainsi que le troisième fibulaire s'il y a) qui par leur action soutiennent préférentiellement l'arche plantaire médiale, lesquels sont assistés par l'aponévrose plantaire (Headlee et coll., 2006; Robert & Jahss, 1991; Thordarson et coll., 1997). Toutefois, une étude réalisée par Headlee et coll. (2006), avait pour objectif d'évaluer l'effet de la fatigue des muscles intrinsèques des pieds sur la pronation de ces derniers, en contexte statique. Ainsi, 21 jeunes adultes en santé (âge moyen : 25,8 ans) ont été soumis au test du « *navicular drop* » avant et

après avoir effectué un protocole de fatigue. Celui-ci comprenait plusieurs séries de 75 répétitions de contractions soutenues (charge de 4,55 kg) sollicitant les muscles intrinsèques des pieds. Selon l'étude, la hauteur du naviculaire a significativement chuté, passant en moyenne de 11,8 à 10,0 mm, à la suite du protocole de fatigue. Ce résultat suggère qu'une fatigue des muscles intrinsèques, lesquels ont un rôle important dans le soutien de l'arche plantaire, se manifeste par une augmentation de la pronation des pieds, observée en condition statique (Headlee et coll., 2006).

Ces résultats nous amènent à questionner l'impact que peut avoir la fatigue musculaire sur le bon rôle du pied lors de la pratique de la marche longue durée, un contexte où il y a répétition du cycle de marche de façon substantielle et qui sollicite les composantes de soutien de façon accrue. Ainsi, évaluer la présence de signes indicateurs de la pronation des pieds avant et immédiatement après une période de marche longue durée semble un aspect essentiel à vérifier et à documenter. À cet effet, la mesure de la hauteur du naviculaire et de la hauteur de l'arche plantaire longitudinale médiale est d'intérêt dans le présent travail de recherche.

4.2 Facteurs enclins à influencer l'arche plantaire médiale

Une étude menée par Zifchock (2006) a documenté l'impact de divers facteurs intrinsèques à l'être humain pouvant influencer le pied. Parmi ceux-ci figurent : le genre, l'âge, la latéralité du membre inférieur ainsi que la structure de l'arche plantaire longitudinale médiale en position statique. Les données de 145 participants en bonne santé, dont 68 hommes (âge moyen de 40,5 ans) et 77 femmes (âge moyen de 39,3 ans) ont été évalués. Certains tests anthropométriques ont été effectués, tels que

l'évaluation du « *Arch height index* »¹⁴ (AHI) et de la rigidité de l'arche plantaire¹⁵ pour les deux pieds. Les résultats ont montré que sur un même participant, le pied dominant avait une hauteur de l'arche plantaire médiale significativement plus élevée que celle du côté non dominant. De ce fait, une arche plantaire médiale plus haute corrélait avec une arche plantaire médiale plus rigide; ceci a été observé malgré le fait que la flexibilité entre les deux pieds d'un même participant n'était pas significativement différente. Ensuite, la flexibilité des pieds des femmes était significativement plus élevée comparativement à celle des hommes, bien que la hauteur des arches plantaires médiales s'apparentait. En fonction de l'âge, aucune différence significative ou association n'a été observée quant à la hauteur de l'arche plantaire et de sa flexibilité (Zifchock, 2006).

L'arche plantaire longitudinale médiale est également sujette à l'influence de facteurs extrinsèques. Par exemple, la pratique d'une activité qui sollicite de façon importante les structures de soutien de l'arche plantaire peut les rendre au-delà de leur seuil d'adaptation respectif. Or, il est possible de penser qu'une surutilisation de ces structures peut engendrer des symptômes de fatigue. Dans un tel contexte, la biomécanique du pied peut être affectée et il n'est pas rare de voir des blessures des structures de soutien de l'arche plantaire médiale apparaître (p. ex. une fasciopathie plantaire) (Thordarson et coll., 1997). Selon les facteurs de prédisposition aux blessures évalués par Kaufman et coll. (1999), il semblerait que les pieds ayant une arche plantaire médiale basse (p. ex. pied plat) ou haute (p. ex. pied creux) seraient deux fois plus à risque de fractures osseuses de stress que les pieds ayant une arche plantaire médiale avec une hauteur considérée dans la moyenne (Kaufman, Brodine,

¹⁴ Mesure de la hauteur dorsale normalisée à la longueur du pied (Zifchock, 2006).

¹⁵ Définie comme le changement de l'AHI dû à l'augmentation d'une charge entre une position assise et debout (Zifchock, 2006).

Shaffer, Johnson, & Cullison, 1999). En contrepartie, il semblerait que les pieds dont l'arche plantaire médiale est basse sont plus à risque de pathologie des tissus mous étant donné que leur possibilité de déformation est généralement plus grande (Zifchock, 2006). Toutefois, les personnes dont les pieds sont plus arqués (cas d'une arche haute) ont tendance à effectuer moins de pronation pendant la phase de support à la marche. En revanche, ils auraient tendance à effectuer plus de supination au niveau de l'avant-pied et de l'arrière-pied ce qui accentue les pressions plantaires localisées sous les têtes métatarsiennes (surtout au niveau des 2^e et 3^e os métatarsiens) et au niveau du talon (Hunt et coll., 2001).

À la lumière de ces observations, il est clair que certains facteurs intrinsèques et extrinsèques ont un impact sur le pied et à la marche. Considérant que ceux présentés ne sont pas exclusifs, il serait souhaitable que soient identifiés les autres facteurs pouvant influencer le pied et d'en définir l'ampleur. Comme exemples de facteurs extrinsèques figurent la distance de marche ainsi que la charge du bagage transporté (p. ex : poids d'un sac à dos). Tant leurs effets différenciés que combinés (p. ex. le port de charge en contexte de marche de longue durée) seraient pertinents à établir. Supposons que l'ajout d'une charge externe contribue à l'affaissement des pieds, il est important pour la personne de le savoir, cela, en tenant compte que les facteurs extrinsèques sont possibles à contrôler. Dans le prochain chapitre seront présentés les effets du cumul de la marche, où il y a répétition substantielle du cycle de marche, sur la personne.

CHAPITRE 5 : Impacts associés à un cumul de marche

La marche suit une chaîne d'événements qui se succèdent de façon périodique telle que décrite plus tôt. Ces derniers peuvent être substantiels sur l'appareil musculo-squelettique dont le pied, une région corporelle vulnérable (Boivin et coll.,

sous presse). Dans ce chapitre, nous nous intéresserons aux impacts associés à un contexte de cumul de la marche. Principalement, les quatre études qui seront décrites se sont basées sur des mesures directes et des observations autorapportées par des marcheurs ayant parcouru de grands volumes de marche sur plusieurs jours consécutifs. Ces études permettront de prendre connaissance des données relatant les répercussions du cumul de la marche sur les pressions plantaires, la fatigue musculaire et le développement de pathologies ou de blessures. Ceci en présentant, les pathologies ou les blessures les plus rencontrées à la marche de longue durée ainsi que des facteurs de risques associés.

5.1 Effets sur le renforcement musculaire

5.1.1 Modulation des pressions plantaires

Une étude menée par Stolwijk et coll. (2010) avait pour objectif d'étudier les changements observables sur les pressions plantaires ainsi que sur la douleur aux pieds (son type et sa localisation) après quatre jours consécutifs de marche. Un total de 62 participants asymptomatiques ont pris part à l'étude, dont 30 hommes (âge moyen de 43,8 ans) et 32 femmes (âge moyen de 44,8 ans). Parmi eux, cinquante-quatre (87%) des participants ont parcouru au total entre 161,5 et 199,8 km. Les participants ont été évalués deux jours avant l'épreuve de marche (données initiales) ainsi qu'à la fin de chacune des journées de marche. Les résultats ont montré une augmentation significative du temps de contact des pieds au sol (passant de 638,5 à 675,4 millisecondes), un déplacement du centre de pression postérieurement et un remaniement des pressions plantaires. Les pressions plantaires ont diminué sous les orteils, mais augmenté sous les têtes métatarsiennes et au niveau des talons, ceci en concordance avec le déplacement du centre de pression observé. Lors de la phase de propulsion à la marche, il a été observé une augmentation de la contraction des muscles proximaux, soit ceux entourant les genoux. Tant chez les marcheurs

entraînés que non entraînés, cela est particulièrement observé lorsqu'apparaît une fatigue des muscles distaux (tibial antérieur, long extenseur de l'hallux, long fibulaire, gastrocnémiens et soléaire). Il a été proposé qu'à travers cette stratégie de marche, le marcheur tenterait de minimiser la sollicitation des parties les plus vulnérables de ses pieds en compensant par un travail accentué des muscles de ses jambes (Stolwijk, Duysens, Louwerens, & Keijsers, 2010).

De façon sommaire, cette étude renseigne au sujet de la modulation des pressions plantaires et ses conséquences après avoir effectué un exercice de marche. Toutefois, leurs résultats ne présentent pas directement les impacts de la marche soutenue sur l'appareil musculo-squelettique du pied. Ces travaux ne fournissent alors aucune indication relative aux impacts occasionnés par le cumul de la marche au-delà des quatre jours, ce qui n'explique pas comment les tissus musculo-squelettiques responsables du soutien du pied s'adaptent.

5.2 Effets de la fatigue musculaire à la marche

Une étude de Pohl et coll. (2010) avait pour objectif d'évaluer l'effet d'une fatigue musculaire localisée au tibial postérieur sur la cinématique du pied à la marche. Un total de 29 participants (âge moyen de 27,3 ans) ont pris part à un protocole de fatigue ciblant le tibial postérieur, ceci par le biais d'exercices d'adduction contre résistance et répétés en contexte de chaîne cinétique fermée. Selon l'étude, la fatigue musculaire simulée se définissait comme étant une réduction de la capacité du muscle à générer une force. Un système de caméras a permis l'analyse tridimensionnelle du mouvement des pieds lors d'une tâche de marche sur tapis roulant, avant et après avoir effectué le protocole de fatigue ciblée pour le tibial postérieur. Sous l'effet de la fatigue, une augmentation significative de l'amplitude en

éversion de l'arrière-pied ($+0,7^\circ$) ainsi que de l'abduction maximale de l'avant-pied ($+0,3^\circ$) a été observée (Pohl, Rabbito, & Ferber, 2010).

En somme, à notre connaissance, la fatigue musculaire et ses répercussions sur l'aspect morpho-fonctionnel de la jambe et du pied lors de la marche sont peu documentées dans la littérature. Ces effets auraient toutefois avantage à être compris dans différents contextes, notamment celui de la marche de longue durée. Cela, en tenant compte qu'il s'agit d'une pratique susceptible de présenter des signes de fatigue des principaux muscles, après plusieurs jours de marche consécutifs où le travail musculaire est soutenu et prolongé.

5.3 Principales blessures au membre inférieur reliées à la surcharge d'activité

La pratique de la marche de façon soutenue est à risque d'occasionner des lésions tissulaires au membre inférieur, notamment le pied qui reçoit des impacts répétés. L'étude de ces blessures et leur mécanisme peut permettre d'identifier la présence d'un désordre de nature mécanique sous-jacent. Malheureusement, dans la littérature, le sujet est peu documenté dans un contexte de marche de longue durée (en contexte de pèlerinage), à notre connaissance. Par contre, cela a été abordé en contexte de randonnée en montagne, une discipline connexe à celle-ci. La différence entre ces types de pratique repose sur certains critères tels que : la topographie des terrains empruntés (balisés pour la marche et dotée de dénivelés et de terrains accidentés plus importants pour la randonnée en montagne), l'altitude (plus haute chez les randonneurs en montagne) et le poids du sac à dos porté (plus élevé chez les randonneurs en montagne). Bien que la randonnée en montagne de longue durée confère un risque de blessures qui sont spécifiques à cette activité, elle est pertinente

à mettre en relation avec la marche de long parcours. Ce sujet sera abordé par le biais de deux principales études ainsi que deux études complémentaires.

Une étude récemment menée par Spano et coll. (2018) a rapporté les caractéristiques initiales et les troubles de santé rencontrés chez des randonneurs de long parcours en montagne (John Muir Trail au Sierra Nevada, États-Unis). L'étude s'est basée sur les données autorapportées de 771 participants (âge moyen : $43 \pm 13,8$ ans), soit 420 hommes et 281 femmes, ayant parcouru en moyenne $277,8 \pm 125,4$ km de marche à l'intérieur de $15,2 \pm 7,6$ jours. Il est à noter que le poids moyen de leur sac à dos était de $8,0 \pm 2,1$ kg. Les auteurs ont observé une perte de poids corporel moyenne de 3,5 kg chez les randonneurs ainsi que l'apparition d'un trouble de santé chez 57% d'entre eux. Les troubles de nature ostéo-articulaire les plus couramment rapportés se manifestaient aux genoux et aux chevilles chez 44 % des cas, ceci suivit des problèmes aux hanches et aux dos chez 43% des cas. De plus, 21% des participants ont rapporté des douleurs au talon ou encore au niveau du fascia plantaire (Spano et coll., 2018).

Aussi, une étude menée par Boivin et coll. (soumis) a documenté les soucis de santé rencontrés chez 35 marcheurs-pèlerins (âge moyen : $63,1 \pm 7,7$ ans). Tous ont rempli un questionnaire de santé avant et après une période de marche à l'intérieur de sentiers balisés de pèlerinage dont la distance moyenne parcourue était de $586,31 \pm 301,80$ km répartie en $29,0 \pm 14,0$ jours. Cela correspondait à environ $6,0 \pm 1,0$ heures de marche, à raison de $19,93 \pm 3,24$ km. Il est à spécifier que lors de la marche, le poids du sac à dos porté par les participants était en moyenne de $7,2 \pm 1,2$ kg. Les résultats ont démontré que 88,6 % des marcheurs ont témoigné avoir eu au moins un trouble de santé au courant de leur période de marche et 42,9% en ont rapporté deux ou plus. Les troubles de santé les plus rapportés étaient de

nature musculo-squelettique (68,5%), suivis des atteintes cutanées (22,2%). Les symptômes les plus rapportés étaient localisés aux genoux (27%) et au niveau de la zone jambe-pied (18,9%) (Boivin et coll., sous presse). En somme, on remarque que le portrait des troubles rapportés chez les marcheurs-pèlerins est différencié de ceux répertoriés chez les randonneurs de montagne, en termes de proportion et de zone de vulnérabilité. Or, de plus amples études seront nécessaires afin que les observations faites en contextes de pèlerinage-pédestre puissent être comparées à d'autres études abordant le même contexte.

La littérature présente deux études complémentaires qui viennent en appui à celles tout juste présentées. Elles se sont entre autre intéressés aux impacts associés au port de charge à la marche et aux facteurs prédicteurs de blessures chez des randonneurs de long parcours (p. ex. : le poids du bagage transporté ainsi que le type de chaussures portées) (Anderson et coll., 2009; Liew, Morris, & Netto, 2016).

En somme, ce dernier chapitre a permis de mettre en lumière les impacts associés à un cumul de la marche sur le pied, dans différents contextes. Notamment, il a été observé la présence d'un remaniement des pressions plantaires suite à quatre jours de marche consécutifs (Stolwijk et coll., 2010). Aussi, les impacts de la fatigue ciblée du muscle tibial postérieur sur le positionnement du pied ont été documentés (Pohl et coll., 2010). Dans ce chapitre, les principales blessures du membre inférieur associées à un cumul de marche et les facteurs prédisposants associés, chez des marcheurs-pèlerins et des randonneurs de montagne ont été mis en lumière (Anderson et coll., 2009; Boivin et coll., sous presse; Liew et coll., 2016; Spano et coll., 2018). Notons par contre que pour l'ensemble de ces conclusions, peu d'études comparatives sont disponibles dans la littérature. En effet, en contexte de pèlerinage, seule l'étude de Boivin et coll. (sous presse) décrit les soucis de santé associés à un

tel contexte, à notre connaissance. Pourtant, il paraît important de connaître la nature et l'ampleur des impacts potentiels que pourrait induire la marche longue durée et le port d'un sac à dos chargé, sur le pied, à des fins que de prévention et de traitement.

Par le biais de cette revue de la littérature, les principales études portant sur le sujet du présent mémoire et leurs limites ont été présentées. À prime à bord, les impacts liés au port d'un sac à dos chargé sur divers aspects du pied ont été évalués. Cela a entre autres permis de cibler les aspects morpho-fonctionnels du pied mis à risque dans une telle condition. En tenant compte des intérêts de ce mémoire, le cycle de marche a ensuite été décrit avec précision dans le but de comprendre l'implication et la complexité du travail mécanique fait par le pied à des fins de locomotion. Ces connaissances ont donc permis d'étudier les effets de la marche, laquelle implique une succession de cycles de marche, sur l'organisme. Ensuite, il a semblé intéressant d'étudier les adaptations du pied à la marche sous différents angles et dans divers contextes. Le contexte de cumul de marche, où il y a répétition accrue de stress au pied, a entre autres été étudié en vue de comprendre les impacts de la pratique de la marche de longue durée. En somme, en regard à cette revue de la littérature, la pertinence liée aux impacts du port de charge ajoutée et de la marche de longue durée sur le pied se réfère principalement à une limite clairement établie, soit le nombre restreint d'études qui abordent ce sujet chez les principaux adhérents de la marche de longue durée. De ce fait, ce mémoire sera orienté de sorte à documenter davantage l'effet de ce contexte sur le pied, une région anatomique fortement sollicitée à la marche et pour laquelle peu de littérature est présentée dans le corps de connaissance actuel.

IV. OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

L'objectif global du projet de recherche réalisé dans le cadre de ce mémoire est de proposer, de valider ainsi que d'appliquer dans un contexte donné une méthode d'évaluation et d'analyse par photographie numérique de certains aspects morpho-fonctionnels du pied. Le contexte d'application de l'approche d'évaluation proposée vise l'examen des pieds de marcheurs-pèlerins d'âge avancé avant et après un parcours de marche de longue durée en considérant le port d'une charge.

Ce travail de recherche comprend deux sous-objectifs. Le premier consiste à valider les mesures extraites par photographie numérique pour l'évaluation du pied en condition statico-dynamique, un contexte d'évaluation pour lequel il n'y a pas de donnée probante, à notre connaissance. La démarche à cet effet comprend trois étapes définies dans la sous-section qui suit. Le second objectif vise à appliquer ladite méthode afin d'établir les effets associés au port d'un sac à dos chargé sur le pied, avant et après une période de marche de longue durée.

L'évaluation des changements morpho-fonctionnels des pieds dans ce contexte repose sur trois séances d'évaluation en laboratoire : deux immédiatement avant et une juste après la période de marche. Ici, l'approche d'évaluation du pied retenue (par photographie numérique) permet la mesure ou la quantification de trois variables dépendantes qui sont à l'étude dans le contexte global de la recherche. Ces dernières sont les suivantes :

- la hauteur du naviculaire puisqu'il s'agit d'une mesure non invasive qui renseigne sur la mobilité verticale et le niveau de pronation du médio-

pied¹⁶ (Sanner, 1998). Elle est également reconnue pour être associée à des modifications d'angulation du calcanéum et aux mouvements de l'articulation subtalaire (T. McPoil et coll., 2013; Menz, 1998 ; Sell, Verity, Worrell, Pease, & Wigglesworth, 1994). Le naviculaire est une structure impliquée dans le soutien de l'arche plantaire médiale (Saltzman, Nawoczenski, & Talbot, 1995; Zifchock, 2006). Or, l'étude de son comportement permettra d'évaluer les variations du médio-pied en regard à ses structures de soutien, chez des pieds de marcheurs-pèlerins, avant et après un parcours de marche longue durée.

- la hauteur du dos du pied à sa demi-longueur considérant que cette mesure informe de façon complémentaire à la précédente sur le comportement du médio-pied, en ayant pour repère des tissus osseux (T. McPoil et coll., 2008). Elle est également utile comme mesure descriptive de la morphologie du pied (Saghazadeh, Kitano, & Okura, 2015). Dans le présent contexte d'application, cette variable permettra d'établir le comportement de la portion dorsale de l'arche à la demi-longueur du pied lors du port d'un sac à dos chargé avant et après une période de marche longue durée.
- la hauteur de l'arche plantaire médiale à la demi-longueur du pied, ayant comme repères les tissus mous, est une mesure qui évalue également le comportement du médio-pied. Sa hauteur informe sur la mécanique fonctionnelle du pied (Hawes, Nachbauer, Sovak, & Nigg, 1992) et figure parmi les mesures non invasives classificatrices du pied (Saltzman, Nawoczenski, & Talbot, 1995). L'arche plantaire compose différentes

¹⁶ Le médio-pied comprend l'os cuboïde, le naviculaire et les trois cunéiformes (J. Jones & Bell, 2013).

structures de soutien du pied importantes et l'étude de son comportement permettra de comprendre l'effet du port de charge ajoutée et de la sollicitation accrue sur ses composantes (Zifchock, 2006). Cette variable informera plus directement au sujet du comportement plantaire de l'arche du pied à sa demi-longueur lorsqu'elle est soumise à l'ajout d'une charge seule et en contexte de marche longue durée.

1. Objectif 1 – Validation d'une méthode d'évaluation du pied par photographie numérique

La première étape de validation consiste à déterminer la fidélité test-retest des variables dépendantes. Les coefficients de corrélation intra-classe (CCI) pour chaque mesure sont calculés et rapportés; ceci pour les deux conditions testées ultérieurement (objectif 2), sans et avec le port du sac à dos. Ensuite, la valeur du *changement minimal détectable* (CMD), appliqué au groupe à l'étude (CMD.n), est estimée pour juger de la significativité des changements. Celle-ci représente la valeur seuil indiquant si un changement observé à la suite de la comparaison des moyennes entre les deux conditions testées (sans et avec le port du sac à dos) est suffisamment important pour conclure la présence d'un vrai changement dans le temps.

La deuxième étape vise à valider la justesse des mesures photographiques. À cet effet, la hauteur du dos du pied évaluée par photographie numérique est comparée (en quatre étapes) à la mesure prise manuellement au moyen d'un pied à coulisse, tel que décrit dans un article récent (Boivin, Laurencelle, Fontaine, & Trudeau, soumis). Cette validation nous permet de vérifier si la procédure de calibrage des mesures de hauteur par photographie numérique reflète les valeurs réelles prises directement sur le pied.

La troisième étape consiste à vérifier le niveau d'association (par corrélations) entre la mesure de la hauteur du dos du pied et celle de la hauteur de l'arche plantaire, toutes deux évaluées à la demi-longueur du pied et par photographie numérique. Cette analyse vise à estimer le niveau de redondance conceptuelle entre ces variables : ainsi la présence d'une très forte corrélation entre ces deux mesures indique que le résultat d'une permet de bien estimer celui de l'autre. Le cas échéant, l'évaluation des deux mesures pour une même évaluation devient inutile et une seule mesure (la hauteur du dos du pied) pourrait être un bon estimateur de l'autre (la hauteur de l'arche plantaire). Cela, en tenant compte que l'évaluation de la hauteur du dos du pied est davantage simplifiée sur le plan technique, comparativement à celle de la hauteur de l'arche plantaire. Le cas contraire, en présence d'une faible corrélation entre ces deux mesures, la pertinence de l'utilisation de chacune des deux mesures par photographie numérique est mise en évidence

2. Objectif 2 – Application de la méthode proposée en contexte de port de charge et de marche de longue durée

L'objectif secondaire consiste à appliquer la méthode proposée et validée auparavant afin d'étudier les effets induits par le port d'une charge ajoutée (sac à dos) sur les aspects morpho-fonctionnels du pied; avant ainsi qu'après une période de marche de longue durée. À chacun de ces moments, les effets sont évalués lors du maintien d'une posture debout réalisée selon deux contextes d'appui au sol. Le premier contexte consiste en un appui bipodal (où chaque pied supporte alors 50% du poids corporel) et le second en un appui unipodal (le pied d'appui supporte 100% du poids du corps). Ces deux conditions d'appui au sol sont réalisées sans et ensuite, avec le port du sac à dos. À titre d'hypothèses, nous nous attendons à ce que le pied soit plus sensible aux effets du port du sac à dos en contexte d'appui unipodal que

bipodal. Il était pertinent de vérifier les effets du port du sac à dos lors de ces deux conditions d'appui, puisque le cycle de marche, tel que nous l'avons décrit précédemment, implique en alternance des périodes en appui bipodal et en appui unipodal.

De plus, nous nous attendons à observer un remaniement du pied avec l'ajout du port du sac à dos de la façon suivante : le port du sac à dos devrait induire une diminution de la hauteur du naviculaire, du dos du pied et de l'arche plantaire. L'observation de tels changements serait indicatrice de signes d'affaissement du pied. Cette hypothèse est proposée sans que l'analyse ne tienne compte de la dominance entre les deux membres inférieurs.

À l'aide de la comparaison des mesures entre la prise de données avant et après la période de marche longue durée, nous allons déterminer comment les effets associés du port du sac sont influencés par cette pratique. Nous nous attendons à observer une amplification des effets induits par le port d'un sac à dos sur les trois variables à l'étude, suite à cette épreuve, si le pied présente une vulnérabilité au cumul de la marche dans le contexte à l'étude. Ces observations pourraient indiquer la difficulté du pied à supporter la charge suite à une marche de longue durée.

V. CADRE MÉTHODOLOGIQUE

1. Base de données et caractéristiques des participants

La présente étude s'inscrit dans le cadre d'un projet de plus grande envergure (Boivin, 2021). Les données à l'étude dans le cadre de ce mémoire sont celles se rapportant à l'évaluation du pied par photographie numérique spécifiquement. Ce volet du projet concerne une base de données propre à cette évaluation et aux mesures associées. Notons que la présentation de la procédure d'évaluation des pieds par photographie numérique et les résultats associés sont originaux à ce mémoire. Dans la présente sous-section, la base des données et les caractéristiques des participants sont documentées. La prochaine sous-section spécifie au sujet de la provenance de données dans le cadre global du projet de recherche, et ce, à partir du recrutement des participants.

La base de données utilisée dans la présente étude est composée de 22 participants : onze femmes (50%) et onze hommes (50%). L'âge moyen de ce regroupement de personnes est de $61,41 \pm 8,88$ ans, le poids corporel moyen est de $71,91 \pm 11,82$ kg et l'IMC moyen est de $25,88 \pm 3,60$ kg/m². La validation de la méthode d'évaluation proposée (objectif 1) est réalisée sur l'entièreté des participants formant cette base de données, laquelle sera nommée la base de données initiale, dans les prochaines sections. Par ailleurs, considérant que ce n'est pas l'ensemble de ces derniers qui ont complété l'ensemble des étapes du projet de recherche, la détermination des effets du port du sac à dos avant et après la période de marche (objectif 2) est réalisée sur l'ensemble des données complètes, soit sur 18 des 22 participants à l'étude, lesquels composent la base de données de suivi.

En ce qui concerne les caractéristiques des participants composant la base de données initiale (n=22), en se référant aux données rapportées par ces derniers au sujet de leur état de santé sur une période de cinq ans auparavant, en voici un bref bilan :

- un pourcentage de 9,1 (2) des participants a un historique de déformation (p. ex. scoliose, inégalité de la longueur des membres inférieurs < 1 cm);
- un pourcentage de 9,1 (2) des participants est atteint de neuropathie périphérique ou d'un déficit neurologique (p. ex. maladie de Raynaud, paresthésie aux pieds);
- un pourcentage de 31,8 (7) des participants a des atteintes dégénératives telles que l'arthrose localisée (p. ex. dans la région lombaire, lombo-sacrée, aux genoux, etc.) dont 4,5% (1) à l'hallux;
- un pourcentage de 27,3 (6) des participants avait subi un traumatisme ou blessure dont : 4,5% (1 cas) aux os sésamoïdes du pied, 13,6% (3 cas) de nature ligamentaire au pied ou à la cheville et 13,6% (3 cas) de nature méniscale;
- un pourcentage de 18,2 (4) des participants a déjà subi une chirurgie aux membres inférieurs ou au tronc;
- un pourcentage de 68,2 (15) d'entre eux ont parfois des épisodes de douleur au quotidien d'au minimum une région corporelle, dont 18,2% (4 cas) au pied.
- un pourcentage de 59,1 (13) des participants ne portent pas d'orthèse plantaire, 18,2% (4 cas) en portent occasionnellement (lors des sorties extérieures, à la maison seulement ou lors de l'activité physique seulement) et 22,8% (5 cas) en portent en tout temps.

Le bilan de santé de l'ensemble de la cohorte ayant fait partie du projet de recherche global et est présenté dans un article récent (Boivin et coll., sous presse).

Le Tableau 1 présente les caractéristiques biométriques des 18 participants composant la base de données de suivi (genre, âge, poids corporel et IMC), soit ceux ayant complété l'ensemble des étapes du projet. Il présente également les données reliées au sac à dos (« poids sec » du sac¹⁷ et poids combinés¹⁸) ainsi que les caractéristiques du parcours de marche de longue durée effectué en moyenne (distance totale, distance par jour, durée de la période de marche et durée quotidienne de la marche). Tel que présenté dans ce tableau, le « poids sec » du sac à dos à la première séance d'évaluation est de $7,26 \pm 0,98$ kg en moyenne, ce qui correspond à $10,48 \pm 1,93$ % du poids corporel moyen des participants initialement. La distance totale moyenne parcourue par les participants lors de la période de marche est de $630,90 \pm 304,08$ km. La durée moyenne de cette période est de $30,61 \pm 14,21$ jours. Cela correspond à une distance parcourue moyenne de $20,44 \pm 2,41$ km par jour à raison de $6,00 \pm 0,92$ heures de marche par jour en moyenne. Le cumul moyen des dénivelés positifs (ascension) est chiffré à $13\,238,7 \pm 6655,4$ m et des dénivelés négatifs (descente) à $13\,000,2 \pm 6645,1$ m. Treize (72,2%) participants avaient déjà effectué une période de marche de longue durée (200 km et plus) au courant des cinq années précédant leur adhésion à l'étude. Spécifions que l'expérience de marche antérieure des participants, les conditions de pratique de la marche de longue durée et les troubles de santé survenus durant cette période ont été documentés dans un article récent (Boivin et coll., sous presse).

¹⁷ Représente le chargement du sac à dos sans nourriture ni eau de manière représentative au contenu transporté pour la période de marche (Boivin, Laurencelle, Trudeau, & Fontaine, 2021).

¹⁸ Il correspond à la sommation du poids corporel et du « poids sec » du sac à dos, exprimé en % du poids corporel.

Tableau 1: Caractéristiques biométriques, poids du sac et parcours de marche effectué

Participants	Genre	Âge (année)	Poids corporel (kg)	IMC (kg/m ²)	Effet du sac à dos (n=18)			Informations sur le trajet de marche (n=18)			
					Poids du sac (en kg)	Poids du sac (en %)	Poids combinés (en %)	Distance totale (km)	Distance par jour (km/jour)	Durée de la marche (nombre de jours)	Durée quotidienne de marche (h/jour)
002	F	58	55,75	20,81	6,94	12,45	112,45	818,99	23,40	35	7,5
005	F	59	72,12	26,51	7,88	10,93	110,93	393,42	20,71	19	8
006	F	67	46,04	19,70	6,90	14,99	114,99	1018,01	19,21	53	7
008	M	61	84,46	27,96	6,85	8,11	108,11	654,41	22,57	29	5,5
009	F	61	63,96	26,48	6,99	10,93	110,93	654,41	22,57	29	5,5
010	F	65	61,35	22,55	8,24	13,43	113,43	351,1	15,27	23	5
011	M	66	93,44	32,33	10,31	11,03	111,03	479	21,77	22	5
014	M	69	62,14	19,01	7,66	12,33	112,33	364,2	22,76	16	6,5
021	F	58	76,75	29,20	6,78	8,83	108,83	760,09	20,00	38	5,5
023	M	67	72,76	23,05	7,95	10,93	110,93	935,2	17,65	53	5
024	M	76	73,12	26,24	6,03	8,25	108,25	347,6	19,31	18	4,5
029	M	45	84,82	26,44	7,05	8,31	108,31	996,59	23,18	43	6,5
030	F	44	65,14	25,98	6,52	10,01	110,01	996,59	23,18	43	6,5
032	F	45	68,22	26,18	5,88	8,62	108,62	323,8	17,99	18	6
033	M	63	72,12	24,43	7,58	10,51	110,51	323,8	17,99	18	6
036	F	70	64,77	26,91	6,98	10,78	110,78	453	21,57	21	5,5
037	M	75	83,10	27,95	7,07	8,51	108,51	1219,59	21,03	58	6,5
041	M	64	73,94	25,58	7,11	9,62	109,62	266,42	17,76	15	6
Moy ou total	F: 9 M: 9	61,83	70,78	25,41	7,26	10,48	110,48	630,90	20,44	30,61	6,00
Écart type	-	± 9,40	± 11,46	± 3,36	± 0,98	± 1,93	± 1,93	± 304,08	± 2,41	± 14,21	± 0,92

Annotations : Les données sont rapportées pour la base de données de suivi (n=18); F : féminin ; M : masculin ; kg : kilogramme ; m : mètre ; IMC : indice de masse corporelle; kg : kilogramme ; km : kilomètre ; h : heure.

2. Provenance des données

Le projet global a été approuvé par le comité éthique de la recherche sur des êtres humains de l'Université du Québec à Trois-Rivières (numéro du certificat éthique : CER-18-245-07.09 à l'Annexe 1). Le recrutement a eu lieu lors des activités associatives régionales ou provinciales de l'*Association du Québec à Compostelle* (AQPAC) (p. ex. repas communautaires, activités de marche, ateliers de partage, kiosque lors de la journée du grand rassemblement provincial annuel de 2018, etc.). Aussi, le recrutement a été favorisé par le biais d'une présentation écrite du projet via le courrier associatif (p. ex. lettre et bulletin associatif). Dans le cadre du projet global (Boivin, 2021), un total de 51 volontaires ont manifesté leur intérêt. Afin de s'assurer de l'éligibilité des personnes intéressées, un questionnaire téléphonique fut administré par un évaluateur formé à cet effet. Pour les candidats éligibles, les dates des rencontres pour les premières évaluations en laboratoire étaient déterminées. Le formulaire de consentement était acheminé par courriel pour assurer un consentement libre et éclairé. Sa signature avait lieu lors de la première rencontre en laboratoire.

Les critères d'éligibilité au projet sont présentés dans une étude antérieure (Boivin et coll., 2021). Dans ce mémoire, ils sont donc détaillés sommairement et de façon ciblée en fonction de la question de recherche traitée. À titre de critères d'inclusion, chaque participant(e) devait:

- être âgé(e) de 18 ans et plus;
- être apte à juger sciemment de son implication au projet;
- avoir planifié, a priori, un projet de marche de longue durée considéré admissible à l'étude. À cet effet, les critères d'admissibilité du projet de marche suivants devaient aussi être répondus :

- Avoir planifié a priori un trajet pédestre d'une distance totale de 300 km et plus;
- Sur une base journalière, le volume de marche minimal attendu en moyenne était de 3-4 heures par jour (ou une distance minimale de 14-15 km par jour);
- La répartition du trajet devait avoir lieu sur des jours successifs (interruption pour les jours de repos uniquement);
- Le trajet proposé devait figurer parmi les sentiers connus et balisés du réseau des Chemins de Compostelle (ou un contexte jugé similaire);
- Être en mesure de présenter une preuve d'engagement au projet de marche (p. ex : billet d'avion et passeport de pèlerin).

À titre de critères d'exclusion, un seul des critères suivants était nécessaire pour conclure de la non-éligibilité d'un(e) candidat(e) :

- Présenter toute condition de santé instable pouvant nuire à la capacité de faire l'évaluation ou à la tenue du projet de marche, ceci à l'intérieur d'une période de trois mois avant la participation au projet (p. ex. troubles cardiovasculaires, neurologiques, moteurs, traumatiques, blessure physique ou chirurgie récente, symptômes au pied¹⁹).
- Présenter une condition, parmi les suivantes, qui est susceptible de masquer ou de minimiser les effets d'adaptation lors de la période de marche de longue durée :
 - Être un travailleur où la fonction implique un grand volume de marche au quotidien (p. ex. facteur ou factrice);

¹⁹ L'évaluation nécessitait la capacité de se tenir debout en station bi et unipodale sans chaussures (en chaussettes) et ceci pendant 20 à 30 minutes sans présenter de douleur ou de symptôme au pied.

- Réaliser au quotidien, sur une période de trois mois avant l'étude, plus de deux ou trois heures de marche par jour;
- Avoir réalisé un trajet de marche de plus de 200 km au cours des trois mois avant l'étude ou avoir fait deux périodes de marche ou plus d'une distance similaire au cours des 12 mois avant l'étude.

3. Plan de l'étude

L'étude présentée comprend trois séances d'évaluation qui ont eu lieu en laboratoire, au département des sciences de l'activité physique de l'Université du Québec à Trois-Rivières (UQTR). La première séance (S1) se déroulait au maximum 30 jours avant le premier jour de marche, suivi de la deuxième séance (S2) qui se déroulait 5 à 10 jours après la première. La troisième séance (S3) se déroulait un maximum 10 jours après la dernière journée de marche (voir Figure 5). Les données extraites des deux premières séances (S1 et S2) servaient à déterminer la fidélité des mesures et à quantifier le *changement minimal détectable* des variables dépendantes à l'étude. Ensuite, l'étude des mesures de la première séance (S1) permettait de déterminer l'effet du port du sac à dos initialement. Enfin, la troisième séance (S3) permettait de déterminer comment les effets du port du sac à dos observés à la première séance (S1) étaient influencés par la période de marche.

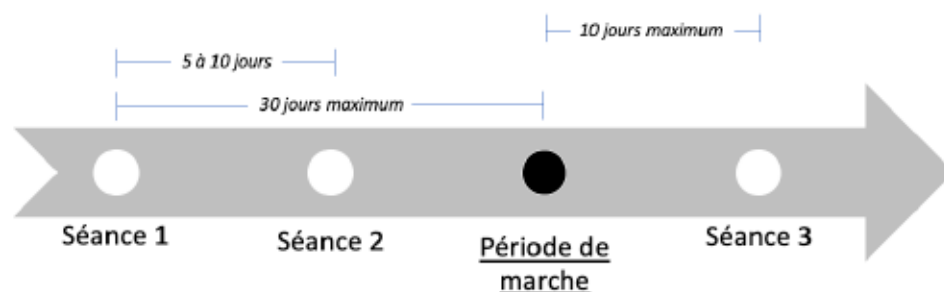


Figure 5 : Représentation schématique du plan de l'étude

La période de marche de longue durée se déroulait sans qu'il y ait la prise de mesures. Elle était réalisée selon les objectifs personnels de chacun. Le recensement de son déroulement avait lieu a posteriori via une fiche de renseignements complétée par chacun des participants avant la troisième séance (S3) (documentant notamment le nombre de jours de marche, la durée moyenne de marche par jour, la distance moyenne journalière parcourue, etc.). Lors de la tenue de cette séance de suivi, un entretien permettait de valider les informations relatives au déroulement de cette période de marche avec le participant. Selon ces fiches d'information, les caractéristiques relatives au parcours de marche ont été calculées et sont présentées au Tableau 1. Tels que décrit dans un article récent, la sommation de la distance parcourue et le cumul des dénivelés ont été calculés via une méthode standardisée entre les divers parcours effectués (Boivin et coll., 2021).

4. Instruments et mesures

Le procédé de collecte des mesures suivait une approche d'évaluation intra-juge²⁰. Un total de deux évaluateurs étaient impliqués dans le procédé d'évaluation. La durée de chacune des séances d'évaluation des variables présentées dans ce mémoire de recherche était de 30 à 45 minutes. Chaque séance avait lieu à la même période de la journée, afin de minimiser les biais entre les observations.

Chaque séance d'évaluation comportait deux phases. La première comprenait l'évaluation des caractéristiques anthropométriques du participant alors que la deuxième consistait à l'évaluation des pieds par photographie.

²⁰ Lors d'une évaluation intra-juge, un seul évaluateur est attribué à l'évaluation de toutes les séances d'un même participant et au traitement de ses données.

4.1 Phase 1. Évaluation des caractéristiques anthropométriques

À chaque séance, les mesures anthropométriques suivantes ont été évaluées: le poids corporel avec une balance numérique; la taille du participant avec un stadiomètre et le « poids sec » du sac à dos à l'aide d'un pèse-bagage numérique, tel que décrit dans un article récent (Boivin et coll., 2021). Le contenu du sac à dos de chacun était défini personnellement et non contraint par l'étude, bien que monitoré. Notons qu'à la première et deuxième séances (S1 et S2), le sac contenait le bagage anticipé; alors qu'à la troisième séance (S3), il contenait le bagage réellement transporté lors de la marche.

4.2 Phase 2. Évaluation des pieds par photographie

Cette évaluation comprenait trois étapes : une procédure de standardisation du positionnement des pieds à partir d'une position debout, la prise des mesures par photographie numérique et leur traitement.

4.2.1 La procédure de standardisation du positionnement des pieds

Le participant se tenait debout, le corps et la tête droits, sur une plateforme de bois surélevée (dimension de 121,5 cm x 78,5 cm). Sur celle-ci était apposé un papier parchemin (dimension de 60,5 cm x 45,5 cm) servant de gabarit de positionnement. Ce gabarit est nommé le *cadre de placement personnalisé des pieds*. Pour sa confection, l'évaluateur marquait à l'aide d'un crayon à pointe fine la projection verticale des repères anatomiques suivants : la portion la plus postérieure de la tubérosité calcanéenne (talon), la malléole médiale, la portion médiale la plus proéminente à la tête du 1^{er} métatarsien l'extrémité distale de l'hallux (et du 2^e orteil s'il était plus long), la portion latérale et proéminente de la tête du 5^e métatarsien ainsi que la malléole latérale. À titre de repère, une ligne représentant l'aspect médial du pied comprise entre la portion médiale la plus proéminente à la tête du 1^{er} métatarsien

et la malléole médiale était tracée sur le papier parchemin. À la demi-longueur du pied, du côté médial, une ligne perpendiculaire à ce dernier de 10 cm a été tracée. Elle indiquait la localisation de sa demi-longueur, un repère important pour la prise des mesures par photographie. Le procédé de définition du gabarit de positionnement des pieds a été documenté en détail antérieurement (Boivin, Laurencelle, Fontaine, et coll., soumis). À des fins de calibrage des mesures par photographie, une autre ligne de référence de 50 mm était tracée à l'aide d'un crayon gras. Celle-ci était superposée à celle représentant l'aspect médial du pied, soit 25 mm de part et d'autre de la ligne perpendiculaire représentant la demi-longueur du pied, à l'aide d'une règle millimétrique. À ses extrémités, des petits traits perpendiculaires à celle-ci ont été tirés, afin d'en établir clairement la délimitation. Notons que sur la Figure 6, la ligne de référence illustrée est utilisée lors du calibrage (mesurant 50 mm de longueur). La ligne représentant l'aspect médial du pied qui correspond au sol et la ligne perpendiculaire à celle-ci permettent d'identifier la demi-longueur du pied.



Figure 6: Représentation visuelle des principaux repères associés au traitement des photographies.

4.2.2 La prise de mesures par photographie numérique

Lors de l'évaluation, le participant se positionnait debout, sur la plateforme de bois qui était recouverte par le *cadre de placement personnalisé des pieds* recouvert d'un plexiglas (dimensions 91,5 cm x 78,5 cm). Une rampe d'appui latérale était à sa disposition lui permettant de s'équilibrer au besoin. Ensuite, l'évaluateur repérait par palpation la tubérosité du naviculaire du 1^{er} pied et ensuite du 2^e pied évalués et les marquait d'un petit point à l'aide d'un crayon à pointe grasse. Un appareil cellulaire (iPhone 5) était ensuite déposé sur sa longueur et à la verticale sur le plexiglas recouvrant le gabarit de sorte à être positionné dans un plan parfaitement sagittal et parallèle au pied du participant. La distance entre l'appareil cellulaire et le bord médial du pied était similaire entre les pieds des participants et légèrement ajustée d'une fois à l'autre de sorte à s'assurer de la visualisation à l'écran des repères anatomiques pertinents à la prise des mesures (tubérosité du naviculaire, dos du pied et arche plantaire médiale). Chaque cliché photographique de la face médiale du pied a été capturé lorsque l'appareil cellulaire et le participant étaient bien positionnés et immobiles, selon la condition évaluée. Le choix du premier membre évalué (entre le droit et le gauche) a été aléatoirement déterminé à la première séance (S1) et maintenu constant pour les séances suivantes (S2 et S3). Cela faisant en sorte que la proportion de membre gauche et droit évalué en premier était contrebalancée entre les participants et maintenue constante pour une personne donnée. Dans ce mémoire, chez 8 participants, le 1^{er} membre évalué était le gauche alors que chez les 10 autres il s'agissait du pied droit²¹. Les photos numériques étaient prises pour chaque pied (donc bilatéralement) et selon les conditions suivantes : en appui bipodal

²¹ Les terminologies suivantes seront utilisées dans les prochaines sections : « 1^{er} membre » représente le premier membre évalué; « 2^e membre » correspond au deuxième membre évalué.

suivi d'un appui unipodal. Selon ce même ordre, une seconde prise de photos numériques était effectuée avec le port du sac à dos sur le participant.

4.2.3 *Traitement des photographies numériques*

L'analyse des photographies numériques a été effectuée avec le logiciel de traitement d'images intégré sur iOS MacBook. Rappelons que cette étape servait à quantifier les trois variables dépendantes selon l'ordre donné et sur chacun des clichés photographiques (la hauteur du naviculaire, la hauteur du dos du pied à sa demi-longueur et la hauteur de l'arche plantaire médiale à la demi-longueur du pied). Le traitement des données a également respecté cet ordre pour chacune des conditions. Les étapes du traitement des images sont illustrées à la Figure 7.

Pour déterminer la hauteur du naviculaire, sur chacun des clichés photographiques, l'apex de la tubérosité du naviculaire (voir la Figure 7, le point D) était marqué à l'aide d'un curseur et ce même curseur était ensuite déplacé perpendiculairement sur la ligne représentant l'aspect médial du pied qui illustre le sol (voir Figure 6). La valeur déterminant la hauteur du repère en unités digitales était inscrite et convertie en millimètres.

Pour déterminer la hauteur du dos du pied, la portion la plus dorsale du pied à sa demi-longueur était définie à l'aide du curseur (voir à la Figure 7, le point E) et ensuite, ce dernier était déplacé perpendiculairement sur le point formé par le croisement entre la ligne représentant l'aspect médial du pied et la ligne perpendiculaire à celle-ci (voir à la Figure 7, le point C). La valeur déterminant la hauteur du repère en unités digitales était inscrite et convertie en millimètres.

Afin d'évaluer la hauteur de l'arche plantaire médiale à la demi-longueur du pied, la portion inférieure de l'arche plantaire longitudinale médiale à la demi-longueur du pied était marquée à l'aide du curseur (voir la Figure 7, le point F). Ensuite, ce dernier était déplacé perpendiculairement sur le point représentant le croisement entre la ligne représentant l'aspect médial du pied et la ligne perpendiculaire à celle-ci (voir à la Figure 7, le point C). La valeur déterminant la hauteur du repère en unités digitales était inscrite et convertie en millimètres.

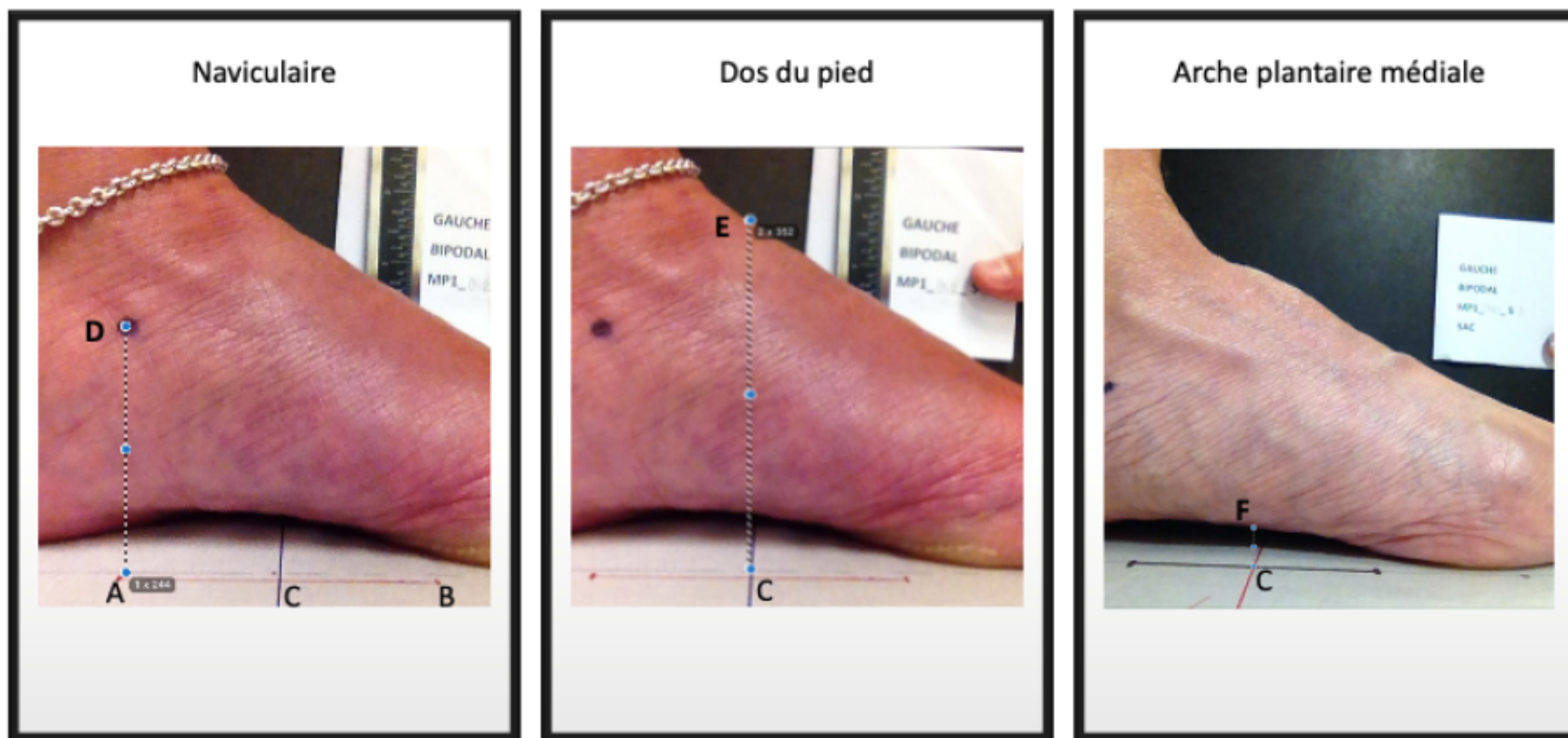
La conversion des unités de mesure (des unités digitales en millimètres) était faite au moyen d'une *Échelle de conversion des hauteurs* conçue avec le logiciel Excel. Celle-ci permettait la notation des quatre indices présentés au Tableau 2. Pour le traitement de chaque cliché, la 1^{ère} étape était d'établir la longueur de la ligne de référence (Figure 6) sur l'image. Pour ce faire, le centre du curseur était positionné à l'extrémité gauche de la ligne de référence (point A sur la Figure 7) et déplacé horizontalement jusqu'à l'extrémité droite (point B sur la Figure 7) de celle-ci. Sa longueur (p. ex : 300 unités digitales) était notée dans L'*Échelle* à l'endroit correspondant. La 2^e étape était de noter la hauteur de la variable étudiée (p. ex : 400 unités digitales) à l'endroit prévu dans l'*Échelle*. À partir d'un rapport (selon le principe de la règle de trois), la mesure de la hauteur réelle correspondante en millimètres était calculée. Selon les données fictives données en exemple, le calcul serait :

$$\text{Hauteur réelle correspondante} = \frac{(50 \text{ mm} \times 300 \text{ u})}{400 \text{ u}} = 37,50 \text{ mm}$$

Tableau 2: *Échelle de conversion des hauteurs*

Longueur de la ligne de référence réelle (mm)	Longueur de la ligne de référence sur l'image (unités digitales)
50 (valeur stable)	400 (valeur fictive)
Hauteur réelle correspondante (mm)	Hauteur mesurée sur l'image (unités digitales)
x = 37,50 mm (valeur résultante)	300 (valeur fictive)

Figure 7: Représentation visuelle des mesures par photographie numérique et des repères associés



Annotations : Les points A et B correspondent aux extrémités de la ligne de référence de 50 mm; C : point de croisement délimitant la demi-longueur du pied; D : tubérosité du naviculaire; E : dos du pied; F : arche plantaire médiale

5. Analyses statistiques

5.1 Objectif 1 : Validation de la méthode d'évaluation par photographie numérique

La détermination de la fidélité test-retest s'est effectuée sur les données des 22 participants qui composent la base de données initiale. Or, pour chacune des variables dépendantes, considérant chacune des conditions testées (sans et avec sac à dos, en appui bi et unipodal) et chacun des pieds (1^{er} membre et 2^e membre évalués), les indices statistiques énumérés ci-après ont été calculés selon la démarche définie dans un article récent (Boivin et coll., 2021). Le coefficient de corrélation intra-classe ($CCI_{2,1}$) (Weir, 2005) ainsi que son intervalle de confiance (IC) à 95% ont été déterminés à partir des participants formant la base de données initiale ($n=22$). Le *changement minimal détectable* (CMD.n) et l'erreur-type de la mesure (ETM) sont rapportés ici selon la taille de la base de données de suivi ($n=18$), soit la taille de l'échantillon sur lequel ils sont appliqués. Puisque ce travail porte sur les effets du port du sac à dos sur la mesure, les résultats sont rapportés dans la section des résultats pour cette condition et ceux pour la condition sans le port du sac figurent à l'Annexe 2.

Afin de valider la justesse des valeurs recueillies par photographie numérique, quatre principales étapes d'analyse ont été effectuées à partir des données en appui bipodal de la première séance (S1) sur l'ensemble des participants constituant la base de données initiale ($n=22$). La variable dépendante sur laquelle ont été appliquées les statistiques est la hauteur du dos du pied et les analyses ont été effectuées pour les deux pieds. D'abord, des tests *t* effectués sur la différence des moyennes corrélées comparant toutes les valeurs extraites par photographie numérique à celles prises manuellement au pied à coulisse (Boivin, Laurencelle, Fontaine, et coll., soumis) ont été calculés afin de vérifier la présence d'une différence

significative ($p \leq 0,05$) entre les deux approches évaluatives. La même comparaison a été faite dans chacune des conditions de mesure soit celles sans et celles avec le sac à dos afin de quantifier le biais (l'erreur systématique) encouru par la technique numérique. Notons que le biais total (regroupant les données des quatre conditions) a également été calculé. Dans un troisième temps, des graphiques illustrant la courbe de régression pour chacune des conditions (sans et avec sac à dos, pour les deux pieds) respectivement ainsi qu'en regroupant les quatre conditions ont été générés. De plus, les coefficients de détermination (corrélation au carré) associés ont été calculés afin d'établir la relation prédictive de la méthode numérique à partir de celle manuelle. Dans un quatrième temps, pour la prédiction de la mesure numérique à partir de la mesure manuelle, la variance d'erreur a été calculée pour chacune des quatre conditions à l'étude. Cette statistique tient compte du niveau de variance des mesures extraites par photographie numérique et manuellement. Notons que l'ensemble de cette démarche statistique a été faite avec le logiciel Excel.

Afin d'étudier le niveau d'association entre deux mesures extraites par photographie numérique, soit la hauteur du dos du pied et la hauteur de l'arche plantaire médiale, deux principales analyses ont été effectuées sur les données de la première séance (S1, $n=22$). D'abord, des analyses de corrélations de Pearson visaient à mettre en relation les hauteurs du dos du pied et de l'arche plantaire médiale (en appui bipodal, sans et avec sac à dos et pour les deux pieds) extraites à partir de la méthode d'évaluation par photographie numérique détaillée dans ce mémoire. Ensuite, des analyses de corrélation de Pearson ont comparé les effets induits par le sac à dos ($\text{CONDITION}_{(\text{avec sac à dos})} - \text{CONDITION}_{(\text{sans sac à dos})}$) de la hauteur du dos du pied et de la hauteur de l'arche plantaire médiale extraites par photographie numérique. Le but était d'établir le niveau d'association de leurs

variations dans différents contextes, soit en appui bi et unipodal, pour les deux pieds. Ces étapes ont été effectuées grâce au logiciel Excel.

5.2 Objectif 2 : Détermination des effets du poids du sac sur des aspects morpho-fonctionnels du pied avant et après une marche de longue durée

Notons que l'ensemble des tests énumérés ci-dessous visant à répondre à l'objectif 2 de cette étude ont été appliqués sur les données des dix-huit (18) participants constituant la base de données de suivi, regroupant les données de ceux qui ont complété toutes les étapes de la recherche. D'abord, une ANOVA à un seul facteur comparant le « poids sec » du sac à dos dans le temps (entre les séances S1, S2 et S3) a été effectuée afin de confirmer l'absence de différence significative sur cette variable d'une séance d'évaluation à l'autre. Ensuite, afin de définir l'effet du poids du sac à dos sur les trois variables dépendantes à l'étude, des tests *t* à groupes dépendants ont été appliqués sur les données de la première séance (S1). Ces tests *t* servaient à comparer les résultats obtenus initialement (avant la marche) entre les conditions sans et avec le port du sac à dos afin d'en dégager les effets significatifs de la charge ajoutée. Ceci a été appliqué en premier lieu en condition d'appui bipodal et en deuxième lieu en appui unipodal, d'abord du côté du 1^{er} membre et ensuite du 2^e membre.

Pour déterminer si les effets du port du sac à dos sur les mesures se distinguaient après la marche de longue durée (S3) comparativement à avant (S1), des tests *t* à groupes dépendants ont été effectués sur les valeurs différentielles (CONDITION _(avec sac à dos) – CONDITION _(sans sac à dos)) entre S1 et S3. Ceci a été appliqué sur les résultats en condition d'appui bi et unipodal, pour le 1^{er} et le 2^e membre séparément. Le seuil de significativité (α) appliqué était de 0,05 pour chacun des tests statistiques. Les ANOVAs et les tests *t* ont été calculés à l'aide du logiciel Statistica (Statsoft, Inc.).

VI. RÉSULTATS

Objectif 1 : Validation de la mesure

1.1 Fidélité des mesures et le *changement minimal détectable*

Pour la condition d'évaluation impliquant le port du sac à dos, le Tableau 3 présente les moyennes observées, les valeurs obtenues pour les CCI_{2,1}, les intervalles de confiances des CCIs, l'ETM et le CMD.n pour chacune des conditions testées et pour chacun des pieds. Les CCIs observés se situent tous au-dessus de 0,8. De plus, pour deux (la hauteur du naviculaire et celle de l'arche plantaire médiale) des trois variables dépendantes, les valeurs de CCIs sont favorisées tandis que les valeurs de l'ETM et du CMD.n sont réduites en condition d'appui bipodal comparativement à celle en appui unipodal.

Les coefficients de fidélité test-retest obtenus pour les mesures de la hauteur du naviculaire sont supérieurs en appui bi que unipodal (CCIs se chiffrant entre 0,82 et 0,91). Ensuite, pour les mesures de la hauteur du dos du pied, ils sont supérieurs en appui uni que bipodal (CCIs se chiffrant entre 0,86 et 0,96). Finalement, pour la mesure de la hauteur de l'arche plantaire médiale, les coefficients sont supérieurs en appui bi que unipodal (CCIs se chiffrant entre 0,84 et 0,92).

Les analyses ont aussi démontré que les valeurs moyennes de l'indice statistique nommé le *changement minimal détectable* (CMD.n) pour la mesure de la hauteur du naviculaire sont comprises entre 1,5 et 1,7 mm. Pour la mesure de la hauteur du dos, elle se chiffre à 1,1 mm. Finalement, les valeurs de CMD.n notées pour la hauteur de l'arche plantaire médiale, sont comprises entre 0,5 et 0,6 mm. Rappelons que les valeurs moyennes de CMD.n (moyennées par condition d'appui) sont considérées comme les valeurs seuils permettant de juger de la significativité

des changements observés entre les conditions avec et sans le port du sac à dos dans le temps (de S1 à S3).

Notons que le profil des résultats des analyses pour les mesures numériques prises sans le port du sac à dos illustre quelques nuances par comparaison aux résultats tout juste présentés. À cet effet, les valeurs moyennes de l'indice statistique nommé le *changement minimal détectable* (CMD.n) sont supérieures en appui bi que unipodal pour la mesure de la hauteur du dos du pied (CMD.n se chiffrant respectivement à 1,2 et 1,1 mm) et pour la hauteur de l'arche plantaire médiale (CMD.n se chiffrant respectivement à 0,5 et 0,4 mm). Sans le port du sac à dos, on remarque aussi que les coefficients de fidélité test-retest obtenus pour les mesures de la hauteur de l'arche plantaire médiale sont légèrement supérieurs en appui uni (CCIs se chiffrant entre 0,84 et 0,88) que bipodal (CCIs se chiffrant à 0,91). Ces résultats sont détaillés à l'Annexe 2.

Tableau 3 : Résultats : fidélité test-retest de la mesure pour la condition avec sac à dos

Variables dépendantes	Position debout / membre évalué		Base de données initiale (n=22)				Application sur les données de la base de suivi (n=18)	
			Moy observées (S1)	Moy observées (S2)	CCl _{2,1}	[IC de l'CCl _{2,1} à 95%]	CMD.n	ETM
Hauteur du naviculaire (mm)	Bipodale	1 ^{er} MI	34,9 ± 6,7	34,7 ± 6,5	0,91	[0,79 à 0,96]	1,5	0,5
		2 ^e MI	35,3 ± 7,5	35,6 ± 7,1	0,89	[0,74 à 0,95]		
	Unipodale	1 ^{er} MI	37,36 ± 6,0	36,3 ± 5,8	0,82	[0,61 à 0,92]	1,7	0,6
		2 ^e MI	36,8 ± 7,6	36,7 ± 7,1	0,88	[0,73 à 0,95]		
Hauteur du dos du pied (mm)	Bipodale	1 ^{er} MI	56,1 ± 6,9	57,4 ± 6,1	0,87	[0,71 à 0,94]	1,1	0,4
		2 ^e MI	56,3 ± 5,4	57,2 ± 5,0	0,93	[0,84 à 0,97]		
	Unipodale	1 ^{er} MI	56,8 ± 6,8	57,5 ± 5,6	0,86	[0,69 à 0,94]	1,1	0,4
		2 ^e MI	56,9 ± 5,4	57,3 ± 5,0	0,96	[0,90 à 0,98]		
Hauteur de l'arche plantaire médiale (mm)	Bipodale	1 ^{er} MI	7,54 ± 2,3	7,9 ± 2,4	0,87	[0,71 à 0,95]	0,5	0,2
		2 ^e MI	8,1 ± 2,1	8,0 ± 2,1	0,92	[0,82 à 0,97]		
	Unipodale	1 ^{er} MI	7,4 ± 2,1	7,5 ± 2,4	0,84	[0,64 à 0,93]	0,6	0,2
		2 ^e MI	7,8 ± 2,5	7,7 ± 2,1	0,89	[0,74 à 0,95]		

Annotations : Les quatre premiers indices ont été calculés à partir de la base de données initiale (n=22) alors que les deux derniers indices sont extraits de la base de données de suivi (n=18). Le 1^{er} MI désigne le premier membre inférieur évalué; 2^e MI désigne le deuxième membre inférieur évalué; Moy observées S1 et Moy observées S2 représentent la moyenne pour la première et la deuxième séances associées à leur écart type; CMD.n réfère à la statistique désignée par le *changement minimal détectable* moyennée pour les deux membres; CCl_{2,1} indique le coefficient de corrélation intra-classe utilisé; IC signifie intervalle de confiance; ETM désigne l'erreur-type de la mesure moyennée pour les deux membres.

1.2 Justesse des mesures prises par photographie numérique

L'Annexe 3(a) présente pour les conditions sans et avec le port du sac à dos, les résultats des mesures prises manuellement (mesure étalon) et celles par photographie numérique (mesure proposée). Dans ce tableau, nous retrouvons le différentiel entre ces deux méthodes d'évaluation ainsi que les moyennes observées (rapportées avec leurs écarts types correspondants). Selon les tests t sur la différence des moyennes corrélées comparant les hauteurs du dos du pied entre les deux méthodes d'évaluation, il existe une différence significative sur les mesures issues de chacune de ces méthodes ($t_{21} < 0,05$) pour toutes les conditions étudiées (sans et avec le sac à dos, pour les deux pieds).

Ensuite, les résultats montrent que pour la mesure de la hauteur du dos du pied, les biais moyens entre les deux méthodes d'évaluation sont comparables entre les conditions sans le port du sac à dos ([1^{er} membre] : -8,4 mm ; [2^e membre] : -7,0 mm) et avec le port du sac à dos ([1^{er} membre] : -7,9 mm ; [2^e membre] : -8,0 mm). Le biais total (regroupant les données des quatre conditions) est chiffré à -7,8 mm. L'obtention de biais négatifs précise que les mesures de hauteur prises selon l'approche photographique sous-estiment les hauteurs réelles provenant des mesures par palpation (manuelle).

Ensuite, quatre graphiques de régression illustrant le lien entre les données extraites par photographie numérique et manuellement ont été générés et présentés pour chacune des conditions (sans et avec le sac à dos, pour les deux pieds) à l'Annexe 3(b). Pour ces conditions, les coefficients de détermination se situent entre $r^2 = 0,50$ et $r^2 = 0,78$. La comparaison entre les données combinées (extraites des quatre conditions étudiées) recueillies par photographie numérique et manuellement est de $r^2 = 0,69$ (Figure 8).

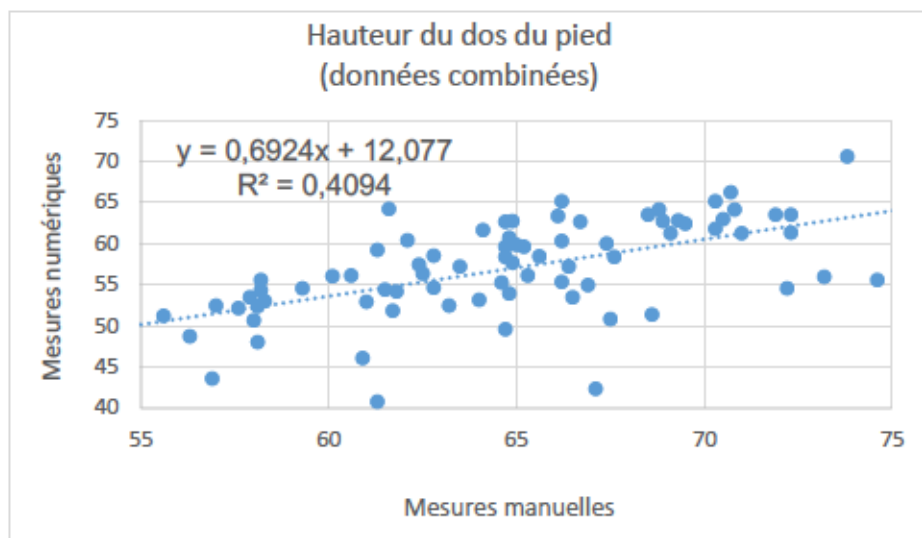


Figure 8: Représentation graphique de la courbe de régression pour toutes les conditions à l'étude (données combinées)

Finalement, la variance d'erreur a été calculée sur la mesure de la hauteur du dos du pied sans et avec le port du sac à dos, pour les deux pieds. À cet effet, on observe que les variances d'erreur du 1^{er} membre évalué (32,12 mm sans sac à dos; 30,56 mm avec le sac à dos) sont supérieures à celles du 2^e membre évalué (8,98 mm sans le sac à dos; 18,16 mm avec le sac à dos).

1.3 Niveau d'association entre deux variables dépendantes

À l'Annexe 5 (a et b) sont présentées les données observées pour la mesure de la hauteur du dos du pied et de celles de l'arche plantaire médiale prises par photographie numérique; ceci pour chacune des conditions testées. D'abord, sans le port du sac à dos, les coefficients calculés sont légèrement inférieurs en appui bipodal ($r = 0,67$) qu'en appui unipodal (entre $r = 0,68$ et $r = 0,71$). Une tendance opposée est observée avec le port du sac à dos où les coefficients sont supérieurs en appui bipodal (entre $r = 0,70$ et $r = 0,72$) qu'en appui unipodal (entre $r = 0,41$ et $r = 0,69$).

Ensuite, les analyses de corrélation de Pearson comparant les valeurs différentielles ($CONDITION_{(avec\ sac\ à\ dos)} - CONDITION_{(sans\ sac\ à\ dos)}$) de la hauteur du dos du pied et de l'arche plantaire médiale extraites par photographie numérique ont montré une association positive pour toutes les conditions. D'abord, en appui bipodal on remarque que les coefficients sont supérieurs pour le 2^e membre ($r = 0,25$) que pour le 1^{er} membre évalué ($r = 0,03$). En appui unipodal, le contraire se produit alors que les coefficients obtenus pour le 1^{er} membre ($r = 0,46$) sont supérieurs à ceux notés pour le 2^e membre évalué ($r = 0,20$).

Objectif 2 : Effets associés au port du sac à dos sur l'aspect morpho-fonctionnel du pied avant et après une période de marche longue durée

2.1 Poids du sac à dos

Selon les données des dix-huit (18) participants ayant complété l'ensemble des étapes du projet (base de données de suivi), le poids moyen du sac à dos était de $7,26 \pm 0,98$ kg à la séance initiale (S1), de $7,02 \pm 1,35$ kg à la deuxième séance (S2) et de $7,32 \pm 1,31$ kg à la troisième séance (S3). Les résultats des ANOVAs ont confirmé l'absence d'une différence significative entre le poids du sac à dos des participants entre ces trois séances ($F_{17} = 1,20$; $p = 0,313$).

2.2 Effets du port du sac à dos avant une période de marche longue durée

Le Tableau 4 présente les effets associés au port du sac à dos sur les trois variables dépendantes à l'étude lors de la séance d'évaluation initiale (S1). Ainsi, les moyennes (sans sac et avec sac à dos), les différences entre les moyennes ($\Delta moy.$), les résultats des tests t et les valeurs de probabilité (p) associées y sont présentés. Les résultats des tests t ont confirmé la présence d'un effet significatif associé au port du sac à dos sur deux des trois variables dépendantes étudiées.

On observe que le port du sac à dos a induit une diminution significative de la hauteur moyenne du naviculaire en contexte d'appui bipodal pour les deux membres ([1^{er} membre] : $t_{17} = 3,62$; $p < 0,01$; Δ moy. = -1,6 mm; [2^e membre] : $t_{17} = 3,83$; $p < 0,01$; Δ moy. = -1,4 mm). Il a aussi occasionné une diminution significative de cette hauteur en appui unipodal pour le deuxième pied évalué seulement ([2^e membre] : $t_{17} = 3,12$; $p < 0,01$; Δ moy. = -1,6 mm; [1^{er} membre] : $t_{17} = 1,94$; $p = 0,07$; Δ moy. = -1,0 mm).

Le port du sac à dos a occasionné une diminution significative de la hauteur moyenne du dos du pied en appui bipodal pour le deuxième pied évalué ([2^e membre] : $t_{17} = 2,25$; $p = 0,04$; Δ moy. = -1,0 mm;), sans diminution significative du côté controlatéral ([1^{er} membre] : $t_{17} = 1,18$; $p = 0,26$; Δ moy. = -0,4 mm). En appui unipodal, le port du sac à dos n'a induit aucun changement significatif. De plus, spécifions que le port du sac à dos n'a induit aucun changement significatif pour la hauteur moyenne de l'arche plantaire médiale en appui bipodal et en appui unipodal; ceci pour les deux pieds évalués.

Tableau 4 : Résultats : effets du port du sac à dos sur les mesures extraites par photographie numérique

Variables dépendantes	Position debout / membre évalué		Moy observées (sans sac) (mm)	Moy observées (avec sac) (mm)	Effet du sac (Δ moy = moy avec sac – moy sans sac) (mm)	t_{17}	p
Hauteur du naviculaire	Bipodale	1 ^{er} MI	36,3 ± 6,3	34,7 ± 6,7	-1,6 ± 1,9*	3,62	< 0,01
		2 ^e MI	36,0 ± 6,4	34,6 ± 6,7	-1,4 ± 1,6*	3,83	< 0,01
	Unipodale	1 ^{er} MI	38,1 ± 5,7	37,1 ± 5,6	-1,0 ± 2,1	1,94	0,07
		2 ^e MI	37,6 ± 6,2	36,0 ± 7,0	-1,6 ± 2,2*	3,12	0,01
Hauteur du dos du pied	Bipodale	1 ^{er} MI	56,6 ± 6,0	56,2 ± 6,1	-0,4 ± 1,5	1,18	0,26
		2 ^e MI	57,4 ± 5,7	56,4 ± 5,6	-1,0 ± 1,8*	2,25	0,04
	Unipodale	1 ^{er} MI	56,7 ± 5,6	56,9 ± 6,0	+0,2 ± 1,8	-0,47	0,64
		2 ^e MI	57,7 ± 6,0	57,0 ± 5,6	-0,7 ± 1,8	1,6	0,13
Hauteur de l'arche plantaire médiale	Bipodale	1 ^{er} MI	7,7 ± 2,2	7,6 ± 2,3	-0,1 ± 1,0	0,2	0,85
		2 ^e MI	8,1 ± 2,2	8,2 ± 2,2	+0,1 ± 0,5	-0,66	0,52
	Unipodale	1 ^{er} MI	7,5 ± 2,2	7,4 ± 2,1	-0,1 ± 0,9	0,24	0,81
		2 ^e MI	8,0 ± 2,2	7,9 ± 2,7	-0,1 ± 0,8	0,48	0,64

Annotations : Les résultats sont obtenus à partir des données de la base de suivi (n=18); 1^{er} MI désigne le premier membre inférieur évalué; 2^e MI désigne le deuxième membre inférieur évalué; l'effet moyen du sac (Δ moy.) correspond à la différence entre les moyennes observées à S1 (moyenne avec sac – moyenne sans sac) où un résultat (+) signifie une augmentation de la hauteur moyenne de la variable dépendante et un résultat (–) une diminution de la hauteur moyenne de la variable dépendante; le seuil de significativité du test t appliqué est de 0,05 et il est représentée par l'annotation (*).

2.3 Effets du sac à dos après une période de marche de longue durée

Le Tableau 5 présente l'influence de la période de marche de longue durée sur les effets associés au port du sac à dos chez les 18 mêmes participants (base de données de suivi). Rappelons que pour conclure la significativité des résultats, il fallait d'abord que le test t du différentiel entre les résultats obtenus à la première et troisième séance (S1 et S3) soit positif ($p \leq 0,05$). Ensuite, les effets observés devaient être supérieurs à leur valeur seuil définie par le CMD.n calculée, pour chacune des mesures recueillies à la première et deuxième séance (S1 et S2).

Les résultats des tests t comparant les différentiels (avec - sans sac à dos) dans le temps (S3 - S1) ne montrent aucun changement significatif pour toutes les conditions étudiées relatives à la mesure de la hauteur du naviculaire et du dos du pied, et ceci pour les deux pieds. Les effets initiaux (S1) associés au port du sac à dos sur ces deux mesures sont demeurés les mêmes après la période de marche de longue durée (S3). Suite à la marche (S3), un nouvel effet statistique a été noté pour la mesure de la hauteur de l'arche plantaire médiale grâce à la comparaison des effets associés au port du sac à dos, avant et après la période de marche de longue durée (S1 et S3). En contexte d'appui bipodal et pour le 2^e pied évalué, le port du sac à dos induit une légère augmentation de la hauteur de l'arche plantaire médiale à S1 ($\Delta (S3-S1) = +0,1 \text{ mm}$) alors qu'une diminution significative ($\Delta(S3-S1) = -0,3 \text{ mm}$) est observée à S3. Or, l'effet statistiquement significatif est observé en appui bipodal pour le deuxième pied évalué ([2^e membre] : ($t_{17} = 2,45$; $p = 0,03$; $\Delta(S3-S1) = -0,4 \text{ mm}$; CMD.n = 0.5 mm), mais sans changement significatif du côté opposé ([1^{er} membre] : $t_{17} = -0,21$; $p = 0,83$; $\Delta(S3-S1) = -0,1 \text{ mm}$). Le changement significatif noté se situe au seuil de la valeur seuil visée (CMD.n) indiquant que son ampleur est petite. En appui

unipodal, la période de marche longue durée n'a induit aucun changement notable en termes d'effets reliés au port du sac à dos, pour les deux pieds évalués.

Tableau 5 : Résultats : effets associés au port du sac à dos à la suite d'une période de marche de longue durée

Variables dépendantes	Position debout / membre évalué		Période de marche			t_{17}	p
			Différentiel ($\Delta S1$) (mm)	Différentiel ($\Delta S3$) (mm)	Δ des différentiels ($\Delta S3 - \Delta S1$)		
Hauteur du naviculaire	Bipodale	1 ^{er} MI	-1,6 \pm 1,9	-1,2 \pm 3,1	+0,5 \pm 3,6	-0,58	0,57
		2 ^e MI	-1,4 \pm 1,6	-1,6 \pm 1,5	-0,2 \pm 2,3	0,28	0,78
	Unipodale	1 ^{er} MI	-1,0 \pm 2,1	-1,7 \pm 2,4	-0,7 \pm 3,0	0,99	0,33
		2 ^e MI	-1,6 \pm 2,2	-0,7 \pm 2,3	+0,9 \pm 2,7	-1,5	0,15
Hauteur du dos du pied	Bipodale	1 ^{er} MI	-0,4 \pm 1,5	0,2 \pm 2,0	+0,6 \pm 2,5	-0,99	0,34
		2 ^e MI	-1,0 \pm 1,8	-0,2 \pm 1,5	+0,8 \pm 2,3	-1,41	0,18
	Unipodale	1 ^{er} MI	0,2 \pm 1,8	-0,1 \pm 2,2	-0,3 \pm 2,3	0,48	0,64
		2 ^e MI	-0,7 \pm 1,8	0,2 \pm 2,0	+0,8 \pm 2,9	-1,21	0,24
Hauteur de l'arche plantaire médiale	Bipodale	1 ^{er} MI	-0,1 \pm 1,0	0,0 \pm 0,7	+0,1 \pm 1,1	-0,21	0,83
		2 ^e MI	0,1 \pm 0,5	-0,3 \pm 0,6	-0,4 \pm 0,6*	2,45	0,03
	Unipodale	1 ^{er} MI	-0,1 \pm 0,9	-0,2 \pm 0,7	-0,1 \pm 0,8	0,74	0,47
		2 ^e MI	-0,1 \pm 0,8	-0,3 \pm 1,1	-0,2 \pm 1,4	0,73	0,47

Annotations : Les résultats ont été obtenus selon les données de la base de suivi (n=18); 1^{er} MI désigne le premier membre inférieur évalué; 2^e MI désigne le deuxième membre inférieur évalué; Δ des différentiels (S3-S1) correspond à la différence entre les moyennes observées à S1 et S3 (moyenne des différentiels S3 – moy des différentiels S1) où un résultat (+) signifie une augmentation de l'effet moyen du poids du sac à dos noté à la S1 et un résultat (-) une diminution de l'effet moyen du poids du sac à dos noté à la S1; le seuil de significativité du test t appliqué est de 0,05 et est représentée par l'annotation (*).

VII. DISCUSSION

L'objectif principal de cette étude consistait à présenter et valider une méthode d'évaluation et d'analyse par photographie numérique de certains aspects morpho-fonctionnels du pied. Cet objectif a été vérifié sur la base de données initiales (n=22). Les mesures photographiques à l'étude sont la hauteur du naviculaire, la hauteur du dos du pied ainsi que la hauteur de l'arche plantaire médiale. Le premier sous objectif visait à évaluer leur fidélité test-retest. Il servait aussi à déterminer les valeurs de CMD.n de chacune des mesures, lesquelles agissaient à titre de valeurs seuils pour juger de la significativité des changements observés entre les conditions avec et sans le port du sac à dos entre la première et troisième séances (S1 et S3). Le second sous objectif visait à évaluer la justesse des mesures photographiques en les comparant aux valeurs obtenues par une approche manuelle selon les différentes conditions de l'étude. Cela visait à vérifier si les mesures extraites par photographie numérique reflétaient les valeurs réelles prises directement sur le pied. Pour cette validation, la hauteur du dos du pied a été utilisée à titre de variable servant à la vérification de la procédure de calibrage des mesures photographiques. Le troisième sous objectif visait à déterminer le niveau d'association entre la hauteur du dos pied et la hauteur de l'arche plantaire médiale, évaluées par photographie numérique. Cela visait aussi à établir la pertinence propre des deux tests, à savoir s'ils sont cliniquement équivalents ou non.

L'objectif secondaire était d'appliquer la méthode d'évaluation par photographie numérique proposée pour dégager l'influence du port d'un sac à dos sur certains aspects morpho-fonctionnels du pied avant et après un parcours de marche de longue durée. Cet objectif a été vérifié sur la base de données de suivi

(n=18). Une distinction a été apportée quant aux effets du poids du sac à dos sur le pied lorsqu'il soutient partiellement (bipodal) ou complètement la charge (unipodal); tel qu'il est subi par le pied durant le cycle de marche.

Certaines données épidémiologiques démontrent que les activités pédestres sont fréquemment pratiquées par des personnes avancées en âge. En effet, au Québec, la moyenne d'âge des randonneurs est de 47 ans (Chaire de tourisme Transat, 2015). En 2019, l'âge moyen des marcheurs qui fréquentaient des chemins au Québec était de 57,3 ans (O'Neill, 2020). Pour cette même année, les données ont montré que 18,5% des Québécois qui ont parcouru les réseaux de Compostelle étaient de 60 ans et plus (O'Neill, 2020). Se faisant, les données provenant des marcheurs-pèlerins, membres de *l'Association Du Québec à Compostelle* (l'AQPAC) regroupant un bassin important de marcheurs de longue durée au Québec, sont d'intérêt dans cette étude. À cet effet, l'âge moyen de ceux constituant la base de données de suivi était de 61,83 ans. Comme évoqué, la pertinence relève du fait que chez cette tranche d'âge, la marche de longue durée est pratiquée et les effets de l'ajout d'un sac à dos avant et après une telle épreuve sont peu documentés.

1. Validation des mesures par photographie numérique (objectif 1)

1.1 Fidélité test-retest et CMD.n

Les coefficients intra-classe observés ($CCI_{2,1} \geq 0,80$) pour toutes les conditions évaluées (en appui bi et unipodal, sans et avec le sac à dos, du côté du 1^{er} et 2^e membres) confirment que la stabilité de la mesure est bonne à excellente dans un contexte d'évaluation et de suivi entre deux séances d'évaluation (Koo & Li, 2016). De plus, nous remarquons que le type d'appui (bi ou unipodal) influence que légèrement les résultats de la fidélité test-retest, laquelle tend à être finement supérieure en appui bipodal. Somme toute, ces résultats confirment la stabilité test-

retest des trois variables dépendantes étudiées et en justifient leur utilisation ultérieure dans ce travail de recherche, qui consiste en un contexte de suivi inter-évaluation dans le temps.

Rappelons que les valeurs moyennes du *changement minimal détectable* CMD.n (moyennées par condition d'appui) agissent à titre de valeurs seuils afin de juger de la significativité des changements observés entre les conditions (avec et sans sac à dos) dans le temps (entre S1 et S3). Celles extraites avec le port du sac à dos sont celles retenues pour interpréter les effets étudiés. Or, plus la valeur de cette statistique est petite, plus la mesure est sensible à détecter un vrai changement.

1.1.1 Justesse des mesures prises par photographie numérique

Lors de l'évaluation avant la marche (S1), les tests *t* effectués sur la différence des moyennes corrélées comparant les hauteurs du dos du pied extraites par photographie numérique à celles prises manuellement (pied à coulisse) (Boivin, Laurencelle, Fontaine, et coll., soumis) ont montré la présence d'une différence significative, pour toutes les conditions étudiées (en appui bipodal, sans et avec sac à dos, et pour les deux pieds).

Aussi, les résultats ont montré la présence d'un biais moyen (regroupant toutes les conditions étudiées) de -7,81 mm, ce qui se traduit par la présence d'une erreur systématique entre les méthodes évaluatives qui implique que les mesures de hauteur du dos du pied extraites par photographie numérique sont sous-estimées par rapport aux valeurs réelles prises directement sur le pied. La présence d'un tel biais explique également que les résultats des tests *t* comparant les valeurs extraites par ces deux méthodes soient statistiquement significatifs, pour toutes les conditions évaluées. Notons que la méthode manuelle (précision du pied à coulisse de 0,01 mm)

est considérée ici comme étant la meilleure estimatrice de la hauteur réelle de ce repère anatomique lors d'un examen clinique, sans le recours à une méthode d'imagerie médicale (Boivin, Laurencelle, Fontaine, et coll., soumis). Il est grandement possible que le procédé de calibrage utilisé pour la conversion des données numériques soit en cause du biais systématique sous-estimant des valeurs réelles par photographie numérique. En effet, cela pourrait s'expliquer par le fait que les variables dépendantes qui étaient des hauteurs ont été estimées à partir d'une conversion basée sur des repères métriques disposés horizontalement. Il y a lieu de noter qu'un problème méthodologique est survenu dans la précision des images. Ceci ne permettant donc pas d'utiliser avec confiance la lecture de repères métriques verticaux qui avaient aussi été mis en place. Conséquemment, cela indique que les mesures par photographies numériques ne sont pas comparables avec justesse à celles prises manuellement. Or, il demeure que la comparaison entre les mesures photographiques est applicable et leur comparaison dans le temps également, considérant les résultats obtenus pour la fidélité test-retest. Malgré qu'il faudra parfaire le procédé de calibrage lors de ses applications subséquentes, ce mémoire montre que la méthode proposée est capable d'extraire des résultats intéressants qui auraient été non détectables autrement, notamment ceux impliquant la hauteur de l'arche plantaire médiale. Si l'utilisation du repère métrique vertical avait été clairement lisible sur les clichés photographiques, la justesse des mesures aurait certainement été meilleure.

Les graphiques de régression à l'Annexe 3(b) présentent visuellement le lien entre les deux approches évaluatives selon les différents contextes étudiés. Les coefficients de détermination calculés nous indiquent que le pouvoir de prédiction de la méthode d'évaluation numérique à partir de la méthode manuelle est supérieur

pour le 2^e membre que pour le 1^{er} membre évalué. On remarque aussi que sans le sac à dos, la relation prédictive est accentuée. Lorsque les données des quatre conditions sont regroupées (Figure 8), le coefficient de détermination moyen est de $r^2=0,69$, ce qui indique que la méthode d'évaluation numérique est prédite en moyenne à 69% par la méthode d'évaluation manuelle. Cela vient en appui à l'hypothèse tout juste décrite, se référant au procédé de calibrage des mesures.

Enfin, les variances d'erreur calculées montrent que les données prises sur le 1^{er} membre évalué sont plus incertaines (plus grande variance d'erreur) que celles du 2^e membre évalué. Nous supposons que cela soit attribuable à l'effet du temps de maintien de la position statico-dynamique plus long lors de l'évaluation du 2^e membre évalué en comparaison au 1^{er} membre. Les résultats montrent aussi que les données prises sur le 1^{er} membre évalué sont plus incertaines sans le port du sac qu'avec le sac à dos. Toutefois, celles du 2^e membre sont plus incertaines avec le port du sac à dos. Ces derniers résultats viennent appuyer la proposition selon laquelle le temps de mise en charge contribue certainement aux différences observées entre le 1^{er} et le 2^e membres évalués. Précisons que la méthode d'identification des structures anatomiques a suivi le même procédé pour les deux pieds, tel que présenté en méthodologie, de sorte à minimiser le risque de différence systématique à cet effet.

1.1.2 Niveau d'association entre deux variables dépendantes par photographie numérique

Les coefficients de Pearson comparant deux variables dépendantes (hauteur du dos du pied et de l'arche plantaire médiale) sur photographie numérique montrent que pour toutes les conditions évaluées (sans et avec le port du sac à dos, en appui bi et unipodal, et pour les deux pieds), il existe une relation positive dite juste à modérée (Akoglu, 2018). Ces résultats sont en partie justifiés par le fait que les

repères anatomiques évalués à la demi-longueur du pied se situent à différentes hauteurs (la hauteur du dos du pied étant par convention toujours plus haute que celle de l'arche plantaire médiale), où une différence est réelle.

De plus, les coefficients de corrélation comparant les valeurs différentielles (CONDITION _(avec sac à dos) – CONDITION _(sans sac à dos)) de la hauteur du dos du pied et de l'arche plantaire médiale extraites par photographie numérique sont petits, voire quasi nuls dans certains cas. À cet effet, nous suspectons que le comportement de l'arche plantaire médiale (ayant pour repère des tissus mous) diffère de celui du dos du pied (ayant pour repère des reliefs osseux), tous deux à la demi-longueur du pied, avec le port de charge. Or, l'absence d'une très forte corrélation entre ces dernières indique qu'une telle mesure n'est pas un bon estimateur de l'autre. Considérant que ces mesures apportent de l'information différente et complémentaire à la fois, leur pertinence clinique respective est appuyée par les résultats de ce mémoire. Cela concorde avec McPoil et coll. (2013) qui soutient que les mesures visant à l'évaluation verticale de la mobilité du médio-pied ne devaient pas être interchangeables, lors de l'évaluation clinique du pied du marcheur. Par exemple, cela irait dans le même sens que les observations de Mcpoil et coll. (2013), où la relation entre le déplacement de deux repères du médio-pied, soit le naviculaire et le dos du pied (au pied à coulisse), serait elle aussi faiblement positive (entre $r = 0,38$ et $r = 0,40$) (Akoglu, 2018; T. McPoil et coll., 2013).

2. Effets induits par le port du sac à dos (objectif 2)

Comme décrit plus tôt dans ce mémoire, la littérature présente un petit nombre d'études directement liées au contexte de ce mémoire. Selon les résultats d'une d'entre elles, il a été observé la présence de troubles musculosquelettiques du pied chez 13,5% des marcheurs-pèlerins ayant parcouru une moyenne de $586,31 \pm$

301,80 km (Boivin et coll., sous presse). Aussi, chez randonneurs de long parcours en contexte montagneux, 21% des participants ont rapporté des douleurs au talon ou au fascia plantaire après avoir parcouru en moyenne $277,8 \pm 125,4$ km (Spano et coll., 2018). À la lumière de ces informations, l'apparition de douleur aux endroits nommés peut laisser présager la vulnérabilité des structures de soutien de l'arche plantaire médiale occasionnée par une longue distance à pied. Il est également suspecté que ces effets induits par le contexte de marche peuvent s'ajouter à ceux induits par le port d'un sac à dos. Or, afin de compléter les conclusions d'Anderson et coll. (2009) à ce sujet, des études supplémentaires semblent nécessaires.

Dans notre étude, les effets du port du sac à dos à l'évaluation initiale (S1), ayant lieu avant la marche de longue durée, montrent des résultats pertinents. D'abord, nous notons que la hauteur du naviculaire est la variable dépendante étudiée qui met davantage en évidence les effets induits par l'ajout d'un sac à dos sur la personne. Nous dénotons à cet effet une diminution significative de sa hauteur pour les conditions en appui bi et unipodal pour le 2^e membre évalué. Ensuite, la mesure de la hauteur du dos du pied démontre une sensibilité associée au port du sac à dos accentuée seulement au niveau du 2^e membre évalué, en contexte d'appui bipodal. Sur le plan statistique, nos résultats ont permis de détecter la présence d'un changement significatif mais de fine ampleur associé au port du sac à dos, dans un contexte donné. Enfin, on remarque que la mesure de la hauteur de l'arche plantaire médiale à la demi-longueur du pied ne figure pas parmi les variables significativement sensibles à effets sur le pied du port du sac à dos, pour toutes les conditions étudiées.

Globalement, pour les deux premières variables citées, nous remarquons que le contexte d'appui bipodal est suffisamment sensible pour mettre en lumière les

effets induits par le port d'un sac à dos. Ces différences reliées au contexte d'appui (bi et unipodal) ne semblent toutefois pas pouvoir s'expliquer par la latéralité du membre inférieur puisque le choix du premier membre évalué était balancé dans notre étude (pied gauche pour huit participants et pied droit pour dix participants). Or, nos résultats ne nous permettent pas d'écarter le fait que les différences observées ici entre les deux membres puissent aussi être associées à la dominance du membre inférieur ou aux fonctions d'équilibration pouvant prendre place de façon synergique entre les deux côtés du corps (gauche et droit) pour balancer globalement la répartition des contraintes entre les appuis. L'impact de la latéralité (entre le membre dominant et celui non-dominant) fait l'objet d'une autre étude en cours d'évaluation (Boivin, Laurencelle, Fontaine, et coll., soumis).

Tel que le montrent les résultats, les effets significatifs obtenus sont majoritairement présents unilatéralement (applicable pour un seul des deux pieds). Selon nous, cela indique la possibilité que les pieds puissent adopter des stratégies différentes de correction ou d'ajustement reliées au port d'une charge ajoutée lors du port de charge. Ainsi, nous pensons que cette différence peut être associée à une asymétrie sous-jacente du pied ou du membre inférieur de nature structurelle. Parmi les causes potentielles identifiées figurent la latéralité des membres inférieurs et le niveau de flexibilité propre à chacun des pieds. Concrètement, dans le cadre de cette étude, nous n'avons pas dissocié les effets de la latéralité (dominant et non dominant) du participant. Il en résulte la possibilité que les effets moyens calculés (sur le groupe entier) soient en partie sous-estimés. Dans la situation où la latéralité est un élément déterminant dans la stratégie de correction adoptée par le pied lors du port de charge, il est possible que ses conséquences soient aléatoirement inversées entre les participants, faisant en sorte que son impact sur le groupe soit un peu plus dissipé. À

titre d'exemple, le niveau de flexibilité des pieds n'a pas été mis en relation directement avec les effets associés au contexte de l'étude et ses effets ne sont pas mis en évidence.

Les résultats ont montré une stabilité légèrement plus grande des mesures lorsqu'elles sont prises en appui bi que unipodal. Cela s'explique selon nous par le fait que le cliché photographique du pied en appui unipodal était pris seulement lorsque celui-ci était jugé le plus stable possible, sans temps de stabilisation maximal prédéterminé. À cet effet, il demeure que les micro-ajustements posturaux ont pu occasionner de la variabilité dans les mesures et donc rendre la mise en évidence d'effets systématiques difficiles, pour la condition unipodale. Cela, en tenant compte que le cliché photographique pris de façon ponctuelle donne seulement le portrait du pied à un instant donné sans toutefois permettre l'analyse d'une série d'événements comme le ferait une vidéo. En somme, ceci implique que dans un contexte d'implantation clinique de la mesure par photographie numérique, il aurait lieu de standardiser le temps associé au port de charge pour chaque membre portant.

En somme, malgré qu'aucune donnée comparative à notre étude ne figure dans la littérature à notre connaissance, certaines études ont observé des contextes pouvant s'apparenter à celui étudié. Par exemple, chez de jeunes adultes (âge moyen : 26 ± 3 ans) ayant porté un sac à dos chargé (charge moyenne : 13,6 kg, soit 19,85% du poids corporel) sur une courte distance de marche, il a été montré que les paramètres décrivant leurs arches plantaires médiales n'ont pas été affectés par une telle tâche (Hageman et coll., 2011). Pour la majeure partie des enfants d'âge scolaire (âge moyen : $8,32 \pm 1,32$ ans) ayant porté un sac à dos chargé (charge estimée par les auteurs comme étant possiblement un peu plus élevée que les recommandations de 15% du poids corporel) pour se rendre à l'école sur une période de trois ans, la

morphologie de leurs pieds est demeurée inchangée (pieds neutres) au cours de l'étude (Alfageme-Garcia et coll., 2020). Or, les résultats obtenus dans ces deux études laissent suspecter qu'en contexte de port d'un sac à dos représentant un peu moins de 20% du poids corporel, la morphologie des pieds et de l'arche plantaire médiale des enfants et des jeunes adultes ne semble pas significativement affectée. Toutefois, il faut tenir en compte que ce contexte implique seulement des déplacements de courte distance. Notre recherche est la première, à notre connaissance, à avoir adressé le sujet, chez des adultes d'âge avancé. Ainsi, nos résultats montrent que lors du port d'une charge ajoutée (représentant en moyenne 10,48% du poids corporel des participants), la hauteur de l'arche plantaire médiale est diminuée de façon non significative. Le port d'une telle charge semble aussi avoir rendu certaines structures de soutien du pied au-delà de leur limite de soutien.

2.1 Modulation des effets induits par le port d'un sac à dos suite à une période de marche longue durée

Les effets associés au port d'un sac à dos à la suite d'une période de marche de longue durée, comparant les données recueillies à la première et troisième séance d'évaluation (S1 et S3), montrent qu'ils sont légèrement modulés par la marche. Rappelons qu'à priori, le poids du sac à dos était comparable entre les séances d'évaluation. Concrètement, nous avons observé que les effets induits par le sac à dos sur la hauteur du naviculaire et du dos du pied à la séance S1 n'ont pas changé significativement après la période de marche longue durée; et ceci pour le 1^{er} et le 2^e membres évalués, en appui bi et unipodal. Pour ces deux variables, ces résultats impliquent que les effets notés initialement (S1) ont persisté, à la suite d'une période de marche de longue durée (S3). De plus, à la suite de la période de marche (S3), l'effet associé au port de charge sur la hauteur de l'arche plantaire médiale initialement observé (S1) a significativement changé pour le deuxième pied évalué et

en contexte d'appui bipodal seulement. À cet effet, le port du sac à dos a induit une légère augmentation de la hauteur de l'arche plantaire médiale à la séance S1 alors qu'une diminution significative de sa hauteur a été observée à la séance S3. À titre d'hypothèse, il est possible que la petite augmentation de la hauteur de l'arche plantaire médiale à la S1 soit attribuable à un mécanisme de résistance à la charge ajoutée qui serait survenu lors de l'évaluation du 2^e pied (en appui bipodal). Alors qu'après la marche (S3), il est raisonnable de penser que la diminution significative de l'arche plantaire, telle qu'observée, témoigne un certain affaissement des structures de soutien sous la charge ajoutée. Cet affaissement pourrait être attribuable à un signe de vulnérabilité ou de fragilité de ces dernières en résultat à leur sollicitation aiguë et soutenue à la marche de longue durée. Notons que sur le plan statistique, l'effet se situe aux frontières de la valeur seuil attendue (CMD.n), en faveur d'un vrai changement, mais de faible ampleur.

Ajoutons que le contexte d'appui unipodal ne semble pas suffisamment sensible pour dénoter un effet associé au port d'un sac à dos chargé à la S3 selon nos observations. En somme, le contexte de marche de longue durée a mis en évidence la vulnérabilité de l'arche plantaire médiale qui tend à s'affaisser lors du port d'une charge ajoutée, dans certaines conditions. Cet effet s'ajoute à ceux notés initialement (S1) au niveau de la hauteur du naviculaire et du dos du pied qui sont demeurés stables à la S3. Or, l'étude par photographie numérique des trois mesures ciblées sur le pied s'est avérée efficace pour identifier des zones de vulnérabilité du pied dans ce contexte.

3. Limites de l'étude

Tel que décrit dans la méthodologie, le devis expérimental retenu dans le cadre de cette étude est basé sur la comparaison intra-sujet étant donné la complexité,

dans ce contexte de marche longue durée, d'appuyer les résultats par la formation d'un groupe témoin. Par conséquent, le protocole d'analyse statistique adopté ici se veut particulièrement rigoureux afin de pallier l'absence de ce groupe témoin. Pour définir la significativité des effets du port du sac à dos sur l'aspect morpho-fonctionnel du pied à la suite de la période de marche longue durée, deux critères devaient être satisfaits en regard à la rigueur scientifique visée dans ce mémoire.

Dans le cadre de cette étude, les habitudes liées au port d'orthèses plantaires ont été recensées, mais n'ont pas restreint la participation à l'étude. Or, nos résultats ont fourni un portrait global de l'échantillon de marcheurs de longue durée sans toutefois dégager les effets directement liés au port d'orthèses plantaires.

Dans ce mémoire, les analyses effectuées en condition statico-dynamique ont permis d'établir certains aspects du comportement morpho-fonctionnel du pied en contexte de port de charge debout au repos. Par contre, le comportement du pied en condition dynamique ne permet pas d'être expliqué par ces résultats. Sur le plan clinique, les effets associés au port d'un sac à dos sur le pied extraits en condition statique et dynamique sont jugés complémentaires.

Dans ce mémoire, les pourcentages du poids du sac à dos des participants se référaient à leur « poids sec ». Ici, lors de la marche, on ne peut pas écarter la possibilité que la charge du sac à dos des participants ait excédé les charges enregistrées (à la S1, S2 et S3) étant donné leur besoin de transporter de l'eau et de la nourriture. Or, il est probable que le poids du sac à dos réellement porté lors du parcours de marche prolongé soit légèrement supérieur à celui noté dans cette étude.

4. Perspectives et retombées

4.1 Perspectives cliniques

À titre de perspective future, nous estimons qu'il serait opportun que soient évalués les facteurs de risque pouvant impacter l'état morpho-fonctionnel du pied, notamment les facteurs intrinsèques et extrinsèques, dans différents contextes. Parmi les principaux facteurs intrinsèques identifiés se trouvent: la latéralité du membre inférieur, le genre et l'âge de la personne. Les principaux facteurs extrinsèques ciblés sont : le port d'orthèses plantaires et le type de chaussures portées. Cela dit, une collecte de données plus personnalisées pourrait permettre d'expliquer certaines des observations présentées dans ce mémoire de recherche.

4.2 Bénéfices associés

Spécifions aussi que les données portant sur le sujet se concentrent principalement sur de jeunes écoliers qui transportent des charges sur une courte distance de marche et dont l'ampleur des effets pourrait être modulée avec un cumul de marche. Dans le cadre de cette étude, il a maintenant été possible de valider ce seuil chez des personnes avancées en âge. En effet, il a été montré que le port d'un sac à dos représentant en moyenne 10,48% du poids corporel impactait déjà les pieds des marcheurs adultes un d'âge avancé dans leur capacité de soutien. Ceci rend alors à risque ces personnes de compromettre leur état morpho-fonctionnel. De plus, il est présumé que la charge réellement transportée par les marcheurs était probablement plus importante que celle étudiée (ajout d'eau et de nourriture), indiquant que les structures de soutien de leurs pieds ont été soumises à une charge encore plus loin d'un seuil sécuritaire.

Afin d'évaluer l'état morpho-fonctionnel des pieds, il appert qu'un examen clinique complet aurait non seulement avantage à comprendre une évaluation des

pressions plantaires comme le proposent certains auteurs (Kyung et coll., 2015; Pau et coll., 2016; Pau et coll., 2015), mais également une analyse sur photographie numérique, tel que présenté dans ce mémoire. Cela, en tenant compte qu'elle facilite l'évaluation de certains repères anatomiques du pied plus difficiles à évaluer au moyen d'un examen palpatoire (manuel). Les résultats émanant de cette méthode d'évaluation par photographie numérique montrent la pertinence qu'une attention particulière soit portée sur le comportement de l'arche plantaire médiale, notamment sa hauteur. Rappelons qu'il s'agit d'une structure dont la vulnérabilité suite à une période de marche de longue durée impliquant le port d'un sac à dos chargé a été abordée dans ce mémoire. Le podiatre est un exemple de professionnel de la santé qui pourrait prodiguer ce type d'examen en vue de mieux cibler ses interventions à des fins de prévention de blessures aux structures de soutien du pied (p. ex : le fascia plantaire). Dans un premier temps, cela l'informerait au sujet de la pertinence de prescrire des exercices de renforcement des muscles intrinsèques plantaires qui contribuent au soutien de l'arche plantaire médiale de ses patients. Dans un deuxième temps, cela lui permettrait de suivre l'impact de ses interventions dans le temps, par exemple avant et après une période de marche de longue durée, en tenant compte que l'évaluation par photographie numérique agit comme outil de suivi interséance offrant des données quantifiées et objectives. Pour ces raisons, il semblerait nécessaire que de futures études cherchent à établir des lignes directrices de traitement en regard aux résultats d'une évaluation par photographie numérique de sorte à minimiser les effets de la charge ajoutée et de la marche de longue durée sur les structures de soutien du pied.

VIII. CONCLUSION

En conclusion, les résultats de la présente étude ont permis de quantifier les effets induits par le port d'un sac à dos sur le pied, avant et après une période de marche de longue durée. Comme le décrit le premier objectif de cette étude, une approche par photographie numérique a été validée et appliquée sur trois tests afin d'évaluer l'état morpho-fonctionnel du pied dans deux différents contextes. La stabilité inter-séance de cette méthode d'évaluation a été jugée concluante. La pertinence clinique de cette approche se réfère au fait qu'elle permet l'évaluation de certaines variables sur le pied plus difficilement évaluables manuellement, telle que la hauteur de l'arche plantaire médiale. Elle implique aussi la capacité de l'outil proposé à détecter des changements au niveau de cette variable, dans un contexte de marche de longue durée, qui n'auraient pas été détectés autrement. Notons que dans ce type d'approche, la subjectivité de l'évaluateur est limitée, ce qui restreint l'interprétation des valeurs cliniques observées par celui-ci. On remarque aussi que la méthode proposée semble sous-estimer les valeurs réelles extraites manuellement (pied à coulisse), ce qui exprime la finesse avec laquelle le calibrage doit être performé, lors de ses applications ultérieures. Selon les résultats, les mesures de la hauteur du dos du pied et de l'arche plantaire médiale ne sont pas interchangeables, justifiant qu'elles sont toutes les deux pertinentes dans l'évaluation morpho-fonctionnelle du pied.

Le premier contexte d'application consistait à évaluer l'effet induit par le port d'un sac à dos chargé sur trois variables dépendantes (S1). Les résultats ont montré un affaissement significatif de deux d'entre elles, dans ce contexte. Parmi celles-ci figurent la hauteur du naviculaire (en appui bipodal pour les deux pieds et en appui unipodal pour le 2^e membre évalué) et la hauteur du dos du pied (en appui bipodal

pour le 2^e membre évalué). Comme ces résultats sont moyennés sur l'ensemble des valeurs composant la base de données utilisée, il n'est pas exclu que chez certains participants, des effets cliniques pourraient être présents. Ainsi, des analyses basées sur des données plus personnalisées permettraient de mieux évaluer cet aspect.

Le deuxième contexte d'application consistait à évaluer l'effet induit par le port d'un sac à dos à la suite d'une période de marche de longue durée (S3). Les résultats n'ont pas montré de changement significatif des effets initiaux associés au port du sac à dos (S1) pour la mesure de la hauteur du naviculaire et du dos du pied, ce qui indique qu'ils sont demeurés stables à la suite d'un parcours de marche de longue durée (S3). La hauteur de l'arche plantaire médiale est la seule mesure pour laquelle un changement significatif a été observé à la S3, en faveur d'une diminution de sa hauteur (en contexte d'appui bipodal et du côté du 2^e pied évalué). Cet effet est significatif, mais fin en termes d'ampleur puisque sa valeur est aux frontières de la valeur seuil définie (CMD.n). Cette dernière observation laisse entrevoir que le pied présente une certaine vulnérabilité lors du port d'un sac à dos sur les jours suivants la fin d'une période de marche de longue durée.

Sur la base de nos données, il a été observé que le « poids sec » du sac à dos porté par les marcheurs (10,48% de leur poids corporel) engendrait des effets d'affaissement sur certains paramètres morpho-fonctionnels du pied. Or, ceux-ci devraient d'assurer que le poids de leur sac à dos incluant tout se situe sous les 10,48%. Éventuellement, l'analyse des effets associés au port du sac à dos avec des données personnalisées aurait comme avantage de cibler une charge (pourcentage de poids corporel) plus précise et sécuritaire à ne pas dépasser. Or, davantage de travaux sont recommandés pour mieux comprendre les limites du pied au port d'une charge ajoutée dans différents contextes et chez différentes catégories d'âge.

VIII. RÉFÉRENCES

- Ahmad, H. N., & Barbosa, T. M. (2019). The effects of backpack carriage on gait kinematics and kinetics of schoolchildren. *Scientific reports*, 9(1), 1-6.
- Akoglu, H. (2018). User's guide to correlation coefficients. *Turkish Journal of Emergency Medicine*, 18(3), 91-93. doi:10.1016/j.tjem.2018.08.001
- Alfageme-Garcia, P., Calderon-Garcia, J. F., Martinez-Nova, A., Hidalgo-Ruiz, S., Martinez-Alvarez, M., & Rico-Martin, S. (2020). Backpacks effect on foot posture in schoolchildren with a neutral foot posture: A three-year prospective study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(19). doi:10.3390/ijerph17197313
- Anderson, S., Rebholz, M., White, L., Mitchell, P., Curcio, E., Feldman, J., & Kahn, J. (2009). The impact of footwear and packweight on injury and illness among long-distance hikers. *Wilderness and Environmental Medicine*, 20, 250-256.
- Ariffin, R., & Noriza, R. (2013). Perceptions of the urban walking environments. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 105, 589-597. doi:10.1016/j.sbspro.2013.11.062
- Armstrong, K. & Edwards, H. (2003). The effects of exercise and social support on mothers reporting depressive symptoms: A pilot randomized controlled trial. *International Journal of Mental Health Nursing*, 12(2), 130-138.
- Armstrong, K. & Edwards, H. (2004). The effectiveness of a pram walking exercise program in reducing depressive symptomatology for postnatal women. *International Journal of Nursing Practice*, 10, 177-194.
- Bemelmans, R. H., Coll, B., Faber, D. R., Westerink, J., Blommaert, P. P., Spiering, W., & Visseren, F. L. (2010). Vascular and metabolic effects of 12 days intensive walking to Santiago de Compostela. *Atherosclerosis*, 212(2), 621-627. doi:10.1016/j.atherosclerosis.2010.06.012
- Boivin, K. (2021). Modulations physiques induites par la marche au long cours : développement et transfert de connaissances. In Laliberté, É. & O'Neil, M. (Eds.), *Pèlerinage, marche pèlerine et marche de longue durée au Québec*, 189-214. Presses de l'Université Laval.
- Boivin, K., Laurencelle, L., Fontaine, N., & Trudeau, F. (soumis). Modulations morphologiques du pied chez le marcheur au long cours : influence du sexe et de la latéralité du membre inférieur.
- Boivin, K., Laurencelle, L., Trudeau, F., & Fontaine, N. (2021). La marche au long cours : comment influence-t-elle l'anthropométrie? *Science & Sports*, 36(5), 368-382 doi : 10.1016/j.scispo.2020.11.005

- Boivin, K., Laurencelle, L., Trudeau, F., & Fontaine, N. (sous presse). Troubles de santé à la marche au long cours et impacts de facteurs associés. *Science & Sports*.
- Bonan, L., Luaute, F., & Marque, J. (2020). Troubles de la marche et de l'équilibre. http://ancien.cofemer.fr/impression.php?id_article=883
- Bowler, D. E., Buyung-Ali, L. M., Knight, T. M., & Pullin, A. S. (2010). A systematic review of evidence for the added benefits to health of exposure to natural environments. *BMC public health*, 10(1), 1-10.
- Camirand, H., Traoré, I., Baulne, J., & Courtemanche, R. (2016). *L'enquête québécoise sur la santé de la population 2014-2015: pour en savoir plus sur la santé des Québécois: résultats de la deuxième édition*. Institut de la statistique du Québec. <https://statistique.quebec.ca/fr/fichier/enquete-quebecoise-sur-la-sante-de-la-population-2014-2015-pour-en-savoir-plus-sur-la-sante-des-quebecois-resultats-de-la-deuxieme-edition.pdf>
- Carpentier, S. (2007). Mobilité quotidienne et ancrage résidentiel : Différenciation des pratiques spatiales et des représentations sociales selon la structure urbaine. L'exemple du Luxembourg (Doctoral dissertation, Université Louis Pasteur Strasbourg I). <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00357148>
- Carpentier, S., & Gerber, P. (2009). Les déplacements domicile-travail: en voiture, en train ou à pied ? *Archive ouverte pluridisciplinaire HAL*, 53.
- Centre d'ortho-podologie et d'orthopédie, (2021). Affaissement de la voûte plantaire. <https://thion-medical.com/fr/62-affaissement-de-la-voute-plantaire>
- Chaire de tourisme Transat. (2015). Profil de la clientèle québécoise pratiquant la randonnée pédestre, la raquette et la marche hivernale. *École des sciences de la gestion de l'UQÀM*. https://chairedetourisme.uqam.ca/upload/files/Profil_de_la_clientele_randonnee_pedestre_raquette_et_marche_hivernale_oct.2015.pdf
- Chatutain, A., Pattana, J., Parinsarum, T., & Lapanantasin, S. (2019). Walking meditation promotes ankle proprioception and balance performance among elderly women. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 23(3), 652-657. doi:10.1016/j.jbmt.2018.09.152
- Chow, D. H. K., Kwok, M. L. Y., Au-Yang, A. C. K., Holmes, A. D., Cheng, J. C. Y., Yao, F. Y. D., & Wong, M. S. (2005). The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. *Ergonomics*, 48(6), 642-656. doi:10.1080/00140130500070921
- Cipriani, A., Furukawa, T. A., Salanti, G., Chaimani, A., Atkinson, L. Z., Ogawa, Y., . . . & Geddes, J. R. (2018). Comparative efficacy and acceptability of 21 antidepressant drugs for the acute treatment of adults with major depressive disorder: a

- systematic review and network meta-analysis. *The Lancet*, 391(10128), 1357-1366. doi:10.1016/s0140-6736(17)32802-7
- Cowan, D. N., Jones, B. H., & Robinson, J. R. (1993). Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Archives Of Family Medicine* 2 (7), 773-777. doi: 10.1001/archfami.2.7.773
- Crust, L., Keegan, R., Piggott, D., & Swann, C. (2011). Walking the walk: A phenomenological study of long distance walking. *Journal of applied sport psychology*, 23(3), 243-262. doi: 10.1080/10413200.1020.548848
- Del-Mancino, W., Gobert, L., Humbert, J.-M., & Petitjean, E. (2012). Centre National de Ressources Textuelles et Lexicales (CNRTL). <https://www.cnrtl.fr/definition/plantigrade#:~:text=%E2%88%92%20Adj.-,et%20subst.,Animal%2C%20mammif%C3%A8re%20plantigrade>.
- Drzal-Grabiec, J., Snela, S., Rachwal, M., Rykala, J., & Podgorska, J. (2013). Effects of carrying a backpack in a symmetrical manner on the shape of the feet. *Ergonomics*, 56(10), 1577-1583. doi:10.1080/00140139.2013.828102
- Expert Panel on Detection, Evaluation, and Treatment of High Blood Cholesterol in Adults (2001). Executive Summary of The Third Report of The National Cholesterol Education Program (NCEP) Expert Panel on Detection, Evaluation, And Treatment of High Blood Cholesterol In Adults (Adult Treatment Panel III). *JAMA*, 285(19), 2486-2497. <https://doi.org/10.1001/jama.285.19.2486>
- Farkas, B., Wagner, D. J., Nettel-Aguirre, A., Friedenreich, C., & McCormack, G. R. (2019). Evidence synthesis - A systematized literature review on the associations between neighbourhood built characteristics and walking among Canadian adults. *Health Promotion of Chronic Disease Prevevention in Canada*, 39(1), 1-14. doi: 10.24095/hpcdp.39.1.01
- Gasq, D., Molinier, F., & Lafosse, J.-M. (2009). Physiologie, méthodes d'explorations et troubles de la marche. *Explo Marche*, 2-3. <https://www.fichier-pdf.fr/2012/02/20/physiologie-methodesexplomarche-p2r/>
- Genre-Grandpierre, C., & Josselin, D. (2008). Dépendance à l'automobile, tension dans les mobilités et stratégies des ménages. *Cybergeo: European Journal of Geography*. article 419. doi: 10.4000/cybergeo.17762
- Genre-Grandpierre, C., & Foltête, J.-C. (2003). Morphologie urbaine et mobilité en marche à pied. *Cybergeo: European Journal of Geography*. article 249. doi: 10.4000/cybergeo.3925
- Gilderbloom, J., Grooms, W., Mog, J., & Meares, W. (2015). The green dividend of urban biking? Evidence of improved community and sustainable development. *Local Environment*, 21(8), 991-1008. doi:10.1080/13549839.2015.1060409

- Burden, A., Grimshaw, P., Cole, M., & Fowler, N. (2010). Biomécanique du sport et de l'exercice. De Boeck Supérieur.
- Hageman, E. R., Hall, M., Sterner, E. G., & Mirka, G. A. (2011). Medial longitudinal arch deformation during walking and stair navigation while carrying loads. *Foot & Ankle International*, 32(6), 623-629. doi:10.3113/FAI.2011.0623
- Hamer, M., & Chida, Y. (2008). Active commuting and cardiovascular risk: a meta-analytic review. *Preventive Medicine*, 46(1), 9-13. doi:10.1016/j.ypmed.2007.03.006
- Hanson, S., & Jones, A. (2015). Is there evidence that walking groups have health benefits? A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(11), 710-715. doi:10.1136/bjsports-2014-094157
- Harris, M. B., & Wolf, M. R. (2013). Cardiovascular disease risk following a 758 km pilgrimage. *International Journal of Sports Medicine*, 34(8), 727-731. doi:10.1055/s-0032-1331172
- Hawes, M. R., Nachbauer, W., Sovak, D., & Nigg, B. M. (1992). Footprint parameters as a measure of arch height. *Foot & ankle*, 13(1), 22-26. doi: 10.1177/107110079201300104
- Headlee, D. L., Leonard, J. L., Hart, J. M., Ingersoll, C. D., & Hertel, J. (2006). Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(3), 420-425. doi:10.1016/j.jelekin.2006.11.004
- Hong, Y., & Cheung, C.-K. (2003). Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait and posture*, 17, 28-33. doi:10.1016/s0966-6362(02)00050-4
- Hunt, A. E., Smith, R. M., Torode, M., & Keenan, A. M. (2001). Inter-segment foot motion and ground reaction forces over the stance phase of walking. *Clinical biomechanics*, 16(7), 592-600. doi: 10.1016/s0268-0033(01)00040-7
- Jahss, M. H., Kummer, F., & Michelson, J. D. (1992). Investigations into the fat pads of the sole of the foot: Heel pressure studies. *American Orthopaedic Foot Society*, 13, 227-232. doi: 10.1177/107110079201300501
- Jam, B. (2004). Evaluation and retraining of the intrinsic foot muscles for pain syndromes related to abnormal control of pronation. *Advanced Physical Therapy Education Institute*, 21, 1-8. <https://www.aptei.ca/wp-content/uploads/Intrinsic-Muscles-of-the-Foot-Retraining-Jan-29-05.pdf>
- Jammes, Y., Ferrand, E., Fraud, C., Boussuges, A., & Weber, J. P. (2018). Adding body load modifies the vibratory sensation of the foot sole and affects the postural control. *Military Medical Research*, 5(1), 28. doi:10.1186/s40779-018-0175-4

- Jones, J., Bell, D. (2001) Midfoot. Reference article, Radiopaedia.org.
<https://doi.org/10.53347/rID-24155>
- Jones, T., & Eaton, C. (1994). Cost-benefit analysis of walking to prevent coronary heart disease. *Archives family medecine*, 3, 703-710. doi: 10.1001/archfami.3.8.703
- Kaufman, K., Brodine, S., Shaffer, R., Johnson, C., & Cullison, T. (1999). The Effect of Foot Structure and Range of Motion on Musculoskeletal Overuse Injuries. *The American Journal of Sports Medecine*, 27 (5), 585-593. doi: 10.1177/03635465990270050701
- Kaufmann, V., & Widmer, É. D. (2005). L'acquisition de la motilité au sein des familles. *Espaces et sociétés*, (1), 199-217. doi: 10.3917/esp.120.0199
- Kelley, Kelley, & Tran. (2004). Walking, lipids, and lipoproteins: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Preventive Medecine*, 38(5), 651-661. doi: 10.1016/j.ypmed.2003.12.012
- Kelley, G. A., Kelley, K. S., & Tran, Z. V. (2001). Walking and resting blood pressure in adults: a meta-analysis. *Preventive Medecine*, 33(2), 120-127. doi: 10.1006/pmed.2001.0860
- Kelly, L., Cresswell, A., Racinais, S., Whiteley, R., & Lichtwark, G. (2014). Intrinsic foot muscles have the capacity to control deformation of the longitudinal arch. *Journal of the Royal Society Interface*, 11(93), 20131188. doi:10.1098/rsif.2013.1188
- Kelly, P., Williamson, C., Niven, A., Hunter, R., Mutrie, N., & Richards J. (2018). Walking on sunshine: scoping review of the evidence for walking and mental health. *British Journal of Sports Medecine*, 52(12), 800-806. doi:10.1136/bjsports-2017-098827
- Kharb, A., Saini, V., Jain, Y. K., & Dhiman, S. (2011). A review of gait cycle and its parameters. *Journal of Computational Engineering & Management*, 13, 78-83.
http://www.ijcem.org/papers72011/72011_14.pdf
- Kirtley, C. (2006). Clinical gait analysis: theory and practice. Edinburgh: Elsevier Health Sciences
- Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medecine*, 15(2), 155-163. doi:10.1016/j.jcm.2016.02.012
- Kyung, K., Chang, J. K., & Duck-Won, O. (2015). Effect of backpack position on foot weight distribution of school-aged children. *Journal of physical therapy*, 27(3), 747-749. doi: 10.1589/jpts.27.747
- Leardini, A., Benedetti, M. G., Berti, L., Bettinelli, D., Nativio, R., & Giannini, S. (2007). Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait and Posture*, 25(3), 453-462. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.05.017

- Lee, I. M., & Buchner, D. M. (2008). The importance of walking to public health. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 40(7), S512-S518. doi: 10.1249/MSS.0b013e31817c65d0
- Liew, B., Morris, S., & Netto, K. (2016). The effect of backpack carriage on the biomechanics of walking: a systematic review and preliminary meta-analysis, *Journal of Applied Biomechanics*, 32(6), 614-629. doi: 10.1123/jab.2015-0339
- Litman, T. A. (2018). Economic value of walkability. Canada: Victoria Transport Policy Institute. <https://www.vtpi.org/walkability.pdf>
- Mann, R., & Inman, V. (1964). Phasic activity of intrinsic muscles of the foot, *The journal of Bone and Joint Surgery*, 46(3).
- Mann, R., & Thompson, F. M. (1985). Rupture of the posterior tibial tendon causing flat foot. Surgical treatment. *The Journal of bone and joint surgery*. American volume, 67(4), 556-561.
- Mathieson, S., & Lin, C. W. (2014). Health benefits of Nordic walking; a systematic review. *British Journal of Sports Medecine*, 48(21), 1577-1578. doi:10.1136/bjsports-2013-093294
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D., & Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medecine*, 49(5), 290. doi:10.1136/bjsports-2013-092690
- McPoil, T. G., Cornwall, M. W., Abeler, M. G., Devereaux, K. J., Flood, L. J., Merriman, S. E., ... & Wilson, K. (2013). The optimal method to assess the vertical mobility of the midfoot: navicular drop versus dorsal arch height difference. *Clinical Research on Foot & Ankle*, 1, 104. doi: 10.4172/2329-910X.1000104
- McPoil, T., Cornwall, M., Medoff, L., Vincenzino, B., Forsberg, K., & Hiltz, D. (2008). Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. *Journal of Foot and Ankle Research*, 1(1), 3. doi:10.1186/1757-1146-1-3
- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2003). Effects of regular walking on postural stability in the elderly. *Gerontology*, 49(4), 240-245. doi:10.1159/000070404
- Menz, H. B. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation *Journal Of The American Podiatric Medical Association* 88 (5), 253-255.
- Michaud, T. C. (2011). Human locomotion: the conservative management of gait-related disorders. *Newton Biomechanics*, 27.
- Morris, J. N., & Hardman, A. E. (1997). Walking to Health. *Journal of sports Medecine* 96(2), 306-332.

- O'Neill, M. (2020). L'année charnière? L'état de la marche pèlerine québécoise en 2019. <https://jeunesreligions.org/lanneecharniere-letatdelamarchepelerinequebecoise-en2019/>
- Okamura, K., Kanai, S., Hasegawa, M., Otsuka, A., & Oki, S. (2018). The effect of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot dynamics during gait. *The Foot*, 34, 1-5. doi: 10.1016/j.foot.2017.08.002
- Olivier, A. H. (2008). Analyse dans le plan courbure-vitesse d'un changement de direction lors de la marche, 4-8. *HAL theses*. <https://tel.archives-ouvertes.fr/tel-00370546>
- Pau, M., Leban, B., Corona, F., Gioi, S., & Nussbaum, M. A. (2016). School-based screening of plantar pressures during level walking with a backpack among overweight and obese schoolchildren. *Ergonomics*, 59(5), 697-703. doi: 10.1080/00140139.2015.1077275
- Pau, M., Mandaresu, S., Leban, B., & Nussbaum, M. A. (2015). Short-term effects of backpack carriage on plantar pressure and gait in schoolchildren. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 406-412. doi:10.1016/j.jelekin.2014.11.006
- Pencina, M. J., Navar, A. M., Wojdyla, D., Sanchez, R. J., Khan, I., Ellassal, J., . . . Sniderman, A. D. (2019). Quantifying importance of major risk factors for coronary heart disease. *Circulation*, 139(13), 1603-1611. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.117.031855
- Pohl, M. B., Rabbito, M., & Ferber, R. (2010). The role of tibialis posterior fatigue on foot kinematics during walking. *Journal of foot and ankle research*, 3(1), 1-8. doi: 10.1186/1757-1146-3-6
- Robert, K. A., & Jahss, M. H. (1991). Tibialis posterior: A review of anatomy and biomechanics in relation to support of the medial longitudinal arch. *American Orthopaedic Foot and Ankle Society*, 11(4). doi: 10.1177/107110079101100414
- Robertson, R., Robertson, A., Jepson R., & Maxwell, M. (2012). Walking for depression or depressive symptoms: A systematic review and meta-analysis. *Mental Health and Physical Activity*, 5(1), 66-75. doi:10.1016/j.mhpa.2012.03.002
- Root, M. L., Weed, J. H., & Orien, W. P. (1977). Normal and abnormal function of the foot. Clinical biomechanics volume 2. *Clinical Biomechanics Corporation, Los Angeles*
- Saghazadeh, M., Kitano, N., & Okura, T. (2015). Gender differences of foot characteristics in older Japanese adults using a 3D foot scanner. *J Foot Ankle Res*, 8, 29. doi:10.1186/s13047-015-0087-4
- Saltzman, C., Nawoczenski, D., & Talbot, K. (1995). Measurement of the medial longitudinal arch. American congress of rehabilitation medicine and the American academy of

physical medicine and rehabilitation 76(1), 45-49. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. doi:10.1016/s0003-9993(95)80041-7

Sanner, W. H. (1998). Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 88(5), 253-255. doi: 10.7547/87507315-88-5-253

Saunders, R., Laing, J., & Weiler, B. (2013). Personal transformation through long-distance walking. *Tourist Experience and Fulfilment: Insights from Positive Psychology*, 127-146.

Sell, K., Verity, T., Worrell, T., Pease, B., & Wigglesworth, J. (1994). Two measurement techniques for assessing subtalar joint position: A reliability study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 19(3), 162-167. doi: 10.2519/jospt.1994.19.3.162

Senut, B. (2006). Bipédie et climat. *Comptes Rendus Palevol*, 5(1-2), 89-98. doi: 10.1016/j.crpv.2005.11.003

Son, H. (2013). The effect of backpack load on muscle activities of the trunk and lower extremities and plantar foot pressure in flatfoot. *Journal of physical therapy* 25(11), 1383-1386. doi: 10.1589/jpts.25.1383

Spano, S., Hile, A., Jain, R., & Stalcup, P. (2018). The Epidemiology and medical morbidity of long-distance backpackers on the John Muir Trail in the Sierra Nevada. *Wilderness and Environmental Medicine*, 29(2), 203-210. doi:10.1016/j.wem.2018.02.006

Stolwijk, N., Duysens, J., Louwerens, J., Keijsers, N. (2010). Plantar pressure changes after long-distance walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42(12), 2264-2272. doi:10.1249/MSS.0b013e3181e305f4

Tas, S., Özgül Ünlüer, N., & Korkusuz, F. (2018). Morphological and mechanical properties of plantar fascia and intrinsic foot muscles in individuals with and without flat foot. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 26(3), 2309499018802482. doi:10.1177/2309499018802482

Thordarson, D. B., Kumar, P. J., Hedman, T. P., & Ebrahimzadeh, E. (1997). Effect of partial versus complete plantar fasciotomy on the windlass mechanism. *Foot & ankle international*, 18(1), 16-20. doi: 10.1177/107110079701800104

Tudor-Locke, C., Craig, C. L., Brown, W. J., Clemes, S. A., De Cocker, K., Giles-Corti, B., ... & Blair, S. N. (2011). How many steps/day are enough? For adults. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 8(1), 1-17. <http://www.ijbnpa.org/content/8/1/80>

Van Eijkeren, F. (2008). Nordic walking improves mobility in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 23(15), 2239-2243. doi:10.1002/mds.22293

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). Dynamics of human gait . Western Cape, <http://analysedemarcha.com/papers/livro/GaitBook.pdf>

Weir, J. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231–240. doi: 10.1519/15184.1

Weisz, J., McCarty, C., & Valeri, S. (2006). Effects of psychotherapy for depression in children and adolescents: a meta-analysis. *Psychological Bulletin*, 132(1), 132-149. doi:10.1037/0033-2909.132.1.132

Zifchock, R. A., Davis, I., Hillstrom, H., & Song, J. (2006). The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness. *Foot & Ankle International*, 27(5), 367-372. doi: 10.1177/107110070602700509

X. ANNEXES

Annexe 1 : Certificat d'éthique du projet global



2769

CERTIFICAT D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE AVEC DES ÊTRES HUMAINS

En vertu du mandat qui lui a été confié par l'Université, le Comité d'éthique de la recherche avec des êtres humains a analysé et approuvé pour certification éthique le protocole de recherche suivant :

Titre : Identification d'indices biomécaniques et physiologiques sensibles aux changements induits par la marche prolongée

Chercheur(s) : Karine Boivin
Département des sciences de l'activité physique

Organisme(s) : Aucun financement

N° DU CERTIFICAT : CER-18-245-07.09

PÉRIODE DE VALIDITÉ : Du 18 mai 2021 au 18 mai 2022

En acceptant le certificat éthique, le chercheur s'engage à :

- Aviser le CER par écrit des changements apportés à son protocole de recherche avant leur entrée en vigueur;
- Procéder au renouvellement annuel du certificat tant et aussi longtemps que la recherche ne sera pas terminée;
- Aviser par écrit le CER de l'abandon ou de l'interruption prématurée de la recherche;
- Faire parvenir par écrit au CER un rapport final dans le mois suivant la fin de la recherche.

Me Richard LeBlanc
Président du comité

Fanny Longpré
Secrétaire du comité

Décanat de la recherche et de la création

Date d'émission : 03 mai 2021

Annexe 2 : Résultats complémentaires : fidélité test-retest de la mesure pour la condition sans sac à dos

Variables dépendantes	Position debout / membre évalué		Base de données initiale (n=22)				Application sur les données de la base de suivi (n=18)	
			Moy observées (S1)	Moy observées (S2)	CCI _{2,1}	[IC de l'CCI _{2,1} à 95%]	CMD.n	ETM
Hauteur du naviculaire (mm)	Bipodale	1 ^{er} MI	36,4 ± 6,4	35,9 ± 6,4	0,86	[0,70 à 0,94]	1,7	0,6
		2 ^e MI	36,7 ± 7,4	36,9 ± 7,1	0,84	[0,65 à 0,93]		
	Unipodale	1 ^{er} MI	38,2 ± 6,1	37,4 ± 6,2	0,84	[0,66 à 0,93]	1,8	0,7
		2 ^e MI	38,1 ± 7,0	37,7 ± 6,7	0,80	[0,57 à 0,91]		
Hauteur du dos du pied (mm)	Bipodale	1 ^{er} MI	56,4 ± 6,6	57,5 ± 6,0	0,87	[0,71 à 0,95]	1,2	0,4
		2 ^e MI	57,3 ± 5,5	57,8 ± 5,2	0,91	[0,79 à 0,96]		
	Unipodale	1 ^{er} MI	56,6 ± 6,3	57,9 ± 6,1	0,88	[0,72 à 0,95]	1,1	0,4
		2 ^e MI	57,5 ± 5,7	58,3 ± 5,1	0,91	[0,80 à 0,96]		
Hauteur de l'arche plantaire médiale (mm)	Bipodale	1 ^{er} MI	7,6 ± 2,1	8,2 ± 2,1	0,84	[0,65 à 0,93]	0,5	0,2
		2 ^e MI	8,2 ± 2,0	8,4 ± 2,2	0,88	[0,74 à 0,95]		
	Unipodale	1 ^{er} MI	7,4 ± 2,1	7,8 ± 2,26	0,91	[0,80 à 0,96]	0,4	0,1
		2 ^e MI	8,0 ± 2,0	8,1 ± 2,0	0,91	[0,79 à 0,96]		

Annotations : Les quatre premiers indices ont été calculés à partir de la base de données initiale (n=22) alors que les deux derniers indices sont extraits de la base de données de suivi (n=18). 1^{er} MI désigne le premier membre inférieur évalué; 2^e MI désigne le deuxième membre inférieur évalué; Moy observées S1 et Moy observées S2 représentent la moyenne pour la première et la deuxième séances associées à leur écart type; CMD.n réfère à la statistique désignée par le *changement minimal détectable*; CCI_{2,1} indique le coefficient de corrélation intra-classe utilisé; IC signifie intervalle de confiance; ETM désigne l'erreur-type de la mesure moyenne pour le 1^{er} et 2^e membre.

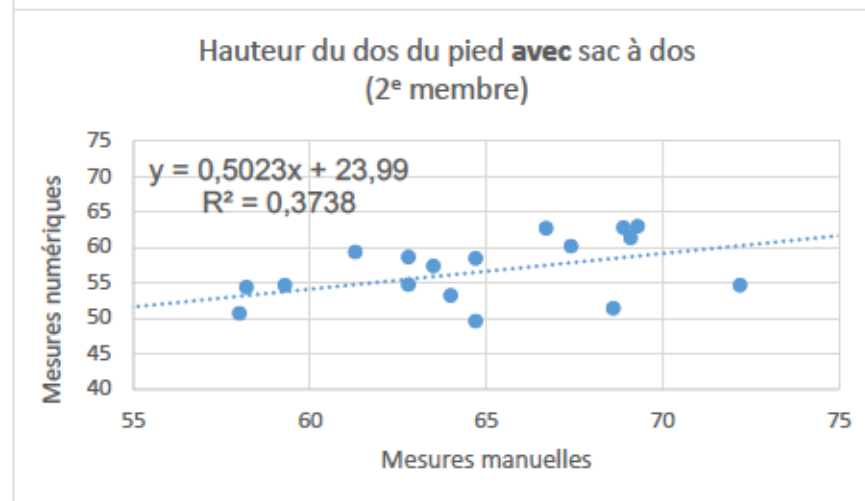
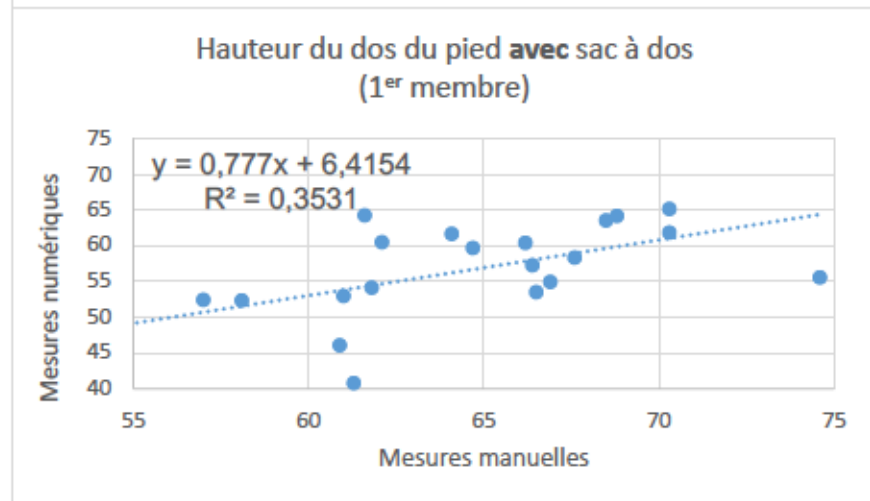
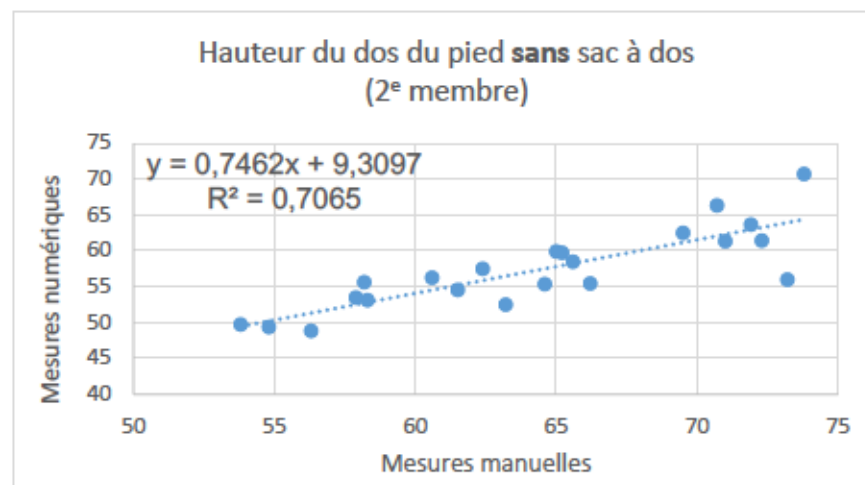
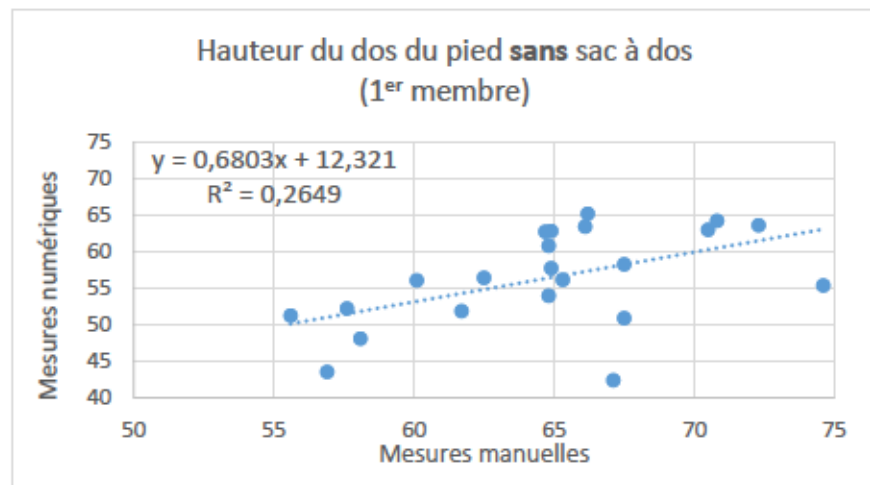
**Annexe 3 a) : Résultats complémentaires : validation de la justesse de la mesure de
la hauteur du dos du pied par photographie numérique**

Participants	Condition sans sac à dos						Condition avec sac à dos					
	Hauteur du dos du pied (1 ^{er} MI)			Hauteur du dos du pied (2 ^e MI)			Hauteur du dos du pied (1 ^{er} MI)			Hauteur du dos du pied (2 ^e MI)		
	Méthode numérique (photo) (mm)	Méthode manuelle (mm)	Δ (manuelle – photo) (mm)	Méthode numérique (photo) (mm)	Méthode manuelle (mm)	Δ (manuelle – photo) (mm)	Méthode numérique (photo) (mm)	Méthode manuelle (mm)	Δ (manuelle – photo) (mm)	Méthode numérique (photo) (mm)	Méthode manuelle (mm)	Δ (manuelle – photo) (mm)
005	60,8	64,8	4,0	55,3	64,6	9,2	60,5	62,1	1,6	51,4	68,6	17,2
008	57,7	64,9	7,2	52,5	63,2	10,7	59,7	64,7	5,0	53,2	64,0	10,8
011	55,4	74,6	19,1	56,0	73,2	17,2	55,6	74,6	19,0	54,6	72,2	17,6
016	64,2	70,8	6,6	61,4	72,3	11,0	65,2	70,3	5,1	53,8	76,3	22,5
021	65,2	66,2	1,0	63,6	71,9	8,3	64,3	61,6	-2,7	62,8	68,9	6,2
030	52,2	57,6	5,4	48,8	56,3	7,5	52,8	54,7	1,8	49,8	54,4	4,5
031	63,4	66,1	2,7	61,3	71,0	9,8	63,6	68,5	4,9	61,3	69,1	7,8
033	62,8	64,9	2,1	54,5	61,5	7,1	60,4	66,2	5,8	49,6	64,7	15,1
036	62,7	64,7	2,0	55,4	66,2	10,9	61,7	64,1	2,4	54,7	62,8	8,1
041	63,0	70,5	7,4	59,9	65,0	5,1	61,9	70,3	8,5	60,1	67,4	7,4
002	51,3	55,6	4,4	49,7	53,8	4,0	52,4	58,1	5,8	49,1	53,1	4,0
006	56,1	60,1	4,1	53,1	58,3	5,2	52,5	57,0	4,5	50,7	58,0	7,3
009	51,9	61,7	9,8	57,5	62,4	4,9	53,0	61,0	8,0	59,3	61,3	2,0
010	42,4	67,1	24,7	55,6	58,2	2,6	40,8	61,3	20,5	54,6	59,3	4,7
012	50,9	67,5	16,6	56,2	60,6	4,4	53,5	66,5	13,1	57,3	63,5	6,2
014	48,1	58,1	10,0	53,5	57,9	4,4	46,1	60,9	14,7	54,4	58,2	3,8
017	43,6	56,9	13,3	49,4	54,8	5,4	41,8	54,2	12,4	49,8	53,1	3,3
023	56,2	65,3	9,2	62,5	69,5	7,0	57,3	66,4	9,1	62,9	69,3	6,5
024	63,6	72,3	8,7	70,7	73,8	3,1	64,2	68,8	4,6	68,9	75,6	6,7

029	58,3	67,5	9,2	66,3	70,7	4,4	58,4	67,6	9,3	62,7	66,7	4,0
032	54,0	64,8	10,8	58,5	65,6	7,2	54,2	61,8	7,6	58,4	64,7	6,3
037	56,4	62,5	6,1	59,7	65,2	5,5	55,0	66,9	11,8	58,6	62,8	4,2
Moyenne	56,36	64,74	8,39	57,33	64,36	7,03	56,12	63,97	7,86	56,27	64,26	7,99
Écart type	± 7,18	± 29,01	± 25,39	± 6,82	± 29,42	± 25,40	± 7,24	± 28,89	± 25,09	± 7,18	± 29,07	± 5,37
Test t	< 0,01			< 0,01			< 0,01			< 0,01		

Annotations : Les analyses ont été calculées à partir de la base de données initiale (n=22); 1^{er} MI désigne le premier membre inférieur évalué; 2^e MI désigne le deuxième membre inférieur évalué; Δ (manuelle – photo) correspond à la différence entre la mesure considérée étalon (manuelle) et l'approche de mesure proposée (photographie numérique); le seuil de significativité du test t appliqué est de 0,05.

Annexe 3 b) : Graphiques de régression illustrant le lien entre les données extraites par photographie numérique et manuellement



Annexe 4 a) : Résultats complémentaires : niveau d'association entre deux mesures par photographie et sans sac à dos

Participants	Sans sac à dos											
	Bipodal						Unipodal					
	1 ^{er} MI			2 ^e MI			1 ^{er} MI			2 ^e MI		
	Hauteur de l'arche plantaire (mm)	Hauteur du dos du pied (mm)	Δ (mm)	Hauteur de l'arche plantaire (mm)	Hauteur du dos du pied (mm)	Δ (mm)	Hauteur de l'arche plantaire (mm)	Hauteur du dos du pied (mm)	Δ (mm)	Hauteur de l'arche plantaire (mm)	Hauteur du dos du pied (mm)	Δ (mm)
5	12,3	60,8	48,5	7,5	55,3	47,9	12,1	61,2	49,1	7,1	55,0	47,9
8	11,1	57,7	46,6	6,9	52,5	45,6	11,6	59,8	48,1	7,2	53,4	46,2
11	7,0	55,4	48,4	7,4	56,0	48,6	6,2	53,0	46,8	6,8	55,9	49,1
16	8,7	64,2	55,5	9,5	61,4	51,9	8,4	63,6	55,2	9,1	59,8	50,7
21	11,1	65,2	54,1	7,4	63,6	56,2	10,5	64,1	53,7	7,4	64,5	57,1
30	6,3	52,2	45,9	5,0	48,8	43,8	6,1	52,5	46,5	4,2	47,6	43,4
31	9,5	63,4	53,9	7,4	61,3	53,9	8,8	64,4	55,6	7,1	61,0	53,9
33	7,9	62,8	54,9	5,9	54,5	48,6	7,9	61,9	54,0	5,6	52,7	47,1
36	7,3	62,7	55,4	6,9	55,4	48,5	7,1	62,5	55,4	6,3	55,4	49,1
41	8,3	63,0	54,7	6,2	59,9	53,7	9,4	62,9	53,4	6,2	60,4	54,2
2	6,3	51,3	44,9	6,5	49,7	43,3	6,1	52,5	46,4	6,0	51,9	45,9
6	8,9	56,1	47,1	7,8	53,1	45,4	8,3	57,2	48,9	8,2	52,7	44,5
9	6,3	51,9	45,6	10,9	57,5	46,6	6,6	52,8	46,2	11,4	59,2	47,8

10	5,8	42,4	36,6	7,6	55,6	48,0	6,3	43,7	37,4	7,1	56,0	48,8
12	6,3	50,9	44,6	9,6	56,2	46,7	5,7	53,6	48,0	8,7	57,0	48,3
14	3,8	48,1	44,3	6,7	53,5	46,8	3,9	49,8	45,9	8,0	54,8	46,8
17	5,6	43,6	37,9	7,2	49,4	42,2	5,0	42,7	37,7	7,4	49,6	42,2
23	7,2	56,2	49,0	11,0	62,5	51,5	6,9	54,9	48,0	11,0	62,7	51,7
24	8,7	63,6	55,0	12,8	70,7	57,8	8,4	63,7	55,4	12,6	71,7	59,1
29	5,4	58,3	52,8	9,3	66,3	57,0	5,2	58,0	52,8	10,1	67,3	57,2
32	7,7	54,0	46,2	11,5	58,5	47,0	6,6	54,1	47,6	10,0	57,6	47,6
37	6,2	56,4	50,2	8,5	59,7	51,2	5,5	55,7	50,2	8,1	58,9	50,8
Moyenne	7,6	56,4	48,7	8,1	57,3	49,2	7,4	56,6	49,2	8,0	57,5	49,5
Coeff. de Pearson	0,67			0,67			0,68			0,71		

Annotations : Les analyses ont été calculées sur la base de données initiale (n=22); 1^{er} MI désigne le premier membre inférieur évalué; 2^e MI désigne le deuxième membre inférieur évalué; Δ correspond à la différence entre la valeur de la hauteur du dos du pied et la hauteur de l'arche plantaire médiale.

Annexe 4 b) : Résultats S1 : niveau d'association entre deux mesures par photographie et avec sac à dos

Participants	Avec sac à dos											
	Bipodal						Unipodal					
	1 ^{er} MI			2 ^e MI			1 ^{er} MI			2 ^e MI		
	Hauteur de l'arche plantaire (mm)	Hauteur du dos du pied (mm)	Δ (mm)	Hauteur de l'arche plantaire (mm)	Hauteur du dos du pied (mm)	Δ (mm)	Hauteur de l'arche plantaire (mm)	Hauteur du dos du pied (mm)	Δ (mm)	Hauteur de l'arche plantaire (mm)	Hauteur du dos du pied (mm)	Δ (mm)
5	11,6	60,5	48,9	7,3	51,4	44,2	11,3	59,5	48,2	6,8	51,4	44,6
8	11,2	59,7	48,5	6,5	53,2	46,7	11,6	61,5	49,8	7,4	54,8	47,4
11	6,4	55,6	49,2	6,9	54,6	47,8	6,0	55,5	49,5	6,5	55,6	49,1
16	8,3	65,2	56,9	8,0	53,8	45,9	9,6	64,4	54,9	8,0	53,5	45,5
21	11,2	64,3	53,1	8,5	62,8	54,3	11,0	66,4	55,4	7,8	62,2	54,4
30	5,5	52,8	47,4	4,7	49,8	45,1	5,2	52,4	47,2	3,2	49,4	46,3
31	9,7	63,6	53,9	7,2	61,3	54,1	9,4	65,0	55,7	6,7	60,8	54,1
33	8,4	60,4	52,0	6,4	49,6	43,2	7,9	61,1	53,2	6,0	51,7	45,7
36	6,4	61,7	55,3	6,6	54,7	48,1	6,3	62,7	56,3	6,6	55,4	48,8
41	10,7	61,9	51,2	6,5	60,1	53,6	9,4	62,9	53,5	5,7	59,2	53,6
2	7,5	52,4	44,8	6,4	49,1	42,7	6,0	53,5	47,5	4,9	51,0	46,1
6	7,8	52,5	44,7	8,8	50,7	42,0	7,4	52,7	45,2	7,8	50,0	42,2
9	6,1	53,0	46,9	11,0	59,3	48,4	7,3	54,8	47,6	11,7	62,0	50,4
10	5,6	40,8	35,2	7,9	54,6	46,8	5,4	41,7	36,3	7,0	55,6	48,7

12	6,3	53,5	47,1	9,5	57,3	47,8	5,6	53,5	47,9	9,0	61,0	52,0
14	3,1	46,1	43,0	6,7	54,4	47,8	6,6	50,3	43,8	6,1	54,4	48,3
17	4,8	41,8	37,0	6,5	49,8	43,2	5,1	41,7	36,5	6,7	50,5	43,7
23	7,1	57,3	50,2	11,5	62,9	51,3	7,3	57,1	49,8	11,5	62,6	51,2
24	8,2	64,2	56,0	12,9	68,9	55,9	8,3	64,3	56,0	13,1	69,9	56,8
29	5,3	58,4	53,1	9,0	62,7	53,7	4,9	58,8	53,9	10,2	63,7	53,5
32	6,6	54,2	47,6	11,4	58,4	47,0	5,5	52,9	47,4	11,6	57,8	46,2
37	8,2	55,0	46,8	8,2	58,6	50,4	6,1	55,9	49,8	8,1	59,0	51,0
Moyenne	7,5	56,1	48,6	8,1	56,3	48,2	7,4	56,8	49,3	7,8	56,9	49,1
Coefficient Pearson	0,70			0,72			0,69			0,41		

Annotations : Les analyses ont été calculées sur la base de données initiale (n=22); 1^{er} MI désigne le premier membre inférieur évalué; 2^e MI désigne le deuxième membre inférieur évalué; Δ correspond à la différence entre la valeur de la hauteur du dos du pied et la hauteur de l'arche plantaire médiale.

