



Avertissement

Ce document est le fruit d'un long travail et a été validé par l'auteur et son directeur de mémoire en vue de l'obtention de l'UE 28, Unité d'Enseignement intégrée à la formation initiale de masseur kinésithérapeute.

L'IFMK de Nancy n'est pas garant du contenu de ce mémoire mais le met à disposition de la communauté scientifique élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : secretariat@kine-nancy.eu

Liens utiles

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<https://www.service-public.fr/professionnels-entreprises/vosdroits/F23431>

MINISTERE DE LA SANTE

REGION GRAND EST

INSTITUT LORRAIN DE FORMATION DE MASSO-KINESITHERAPIE DE NANCY

**QUELLES SONT LES AMPLITUDES DE FLEXION DU MEMBRE
INFERIEUR NECESSAIRES A LA MONTEE DES MARCHES ?
INITIATION A LA RECHERCHE CLINIQUE**

Mémoire présenté par **Elise HENTZGEN**,
étudiante en 4^e année de masso-
kinésithérapie, en vue de l'obtention du
Diplôme d'Etat de Masseur Kinésithérapeute
2015 – 2019



UE 28 - MÉMOIRE

DÉCLARATION SUR L'HONNEUR CONTRE LE PLAGIAT

Je soussigné(e), **Elise HENTZGEN**,

Certifie qu'il s'agit d'un travail original et que toutes les sources utilisées ont été indiquées dans leur totalité. Je certifie, de surcroît, que je n'ai ni recopié ni utilisé des idées ou des formulations tirées d'un ouvrage, article ou mémoire, en version imprimée ou électronique, sans mentionner précisément leur origine et que les citations intégrales sont signalées entre guillemets. Conformément à la loi, le non-respect de ces dispositions me rend passible de poursuites devant le conseil de discipline de l'ILFMK et les tribunaux de la République Française.

Fait à **Nancy**, le **21 avril 2019**

Signature

QUELLES SONT LES AMPLITUDES DE FLEXION DU MEMBRE INFÉRIEUR NÉCESSAIRES A LA MONTEE DES MARCHES ? INITIATION A LA RECHERCHE CLINIQUE

Monter les escaliers est un geste de la vie courante. Ce geste anodin peut devenir complexe au niveau des membres inférieurs. De nombreuses études ont montré cet impact, nous avons voulu connaître quelle est la flexion maximum nécessaire des membres inférieurs pour monter des escaliers. Nous avons réalisé une étude sur 22 participants, 11 hommes et 11 femmes âgés de 18 à 26 ans. Les 22 participants ont dû utiliser deux escaliers de dimensions différentes ; un de 20x25cm correspondant à des dimensions utilisées dans des études similaires. Le deuxième escalier était aux normes françaises, de dimensions 17x28cm. La prise de mesure a été effectuée avec deux caméras et les données ont ensuite été traitées avec le logiciel Kinovéa®. Les résultats ont montré une différence significative entre les deux escaliers pour la flexion de hanche, de genou et la flexion dorsale de cheville. L'escalier de 20x25cm nécessite une flexion plus importante quel que soit le membre étudié. Les résultats pour la flexion plantaire de cheville ne sont en revanche pas représentatifs. Dans le cycle moyen de montée de l'escalier 17x28cm, il existe un maximum de flexion plantaire, puis de flexion de genou de 90°, puis un maximum de flexion de hanche de 45°, en fin de cycle existe un maximum de 20° de flexion dorsale. Une différence significative entre les hommes et les femmes est également présente, ces dernières présentent plus de flexion que les hommes. Des différences notables de plusieurs degrés se retrouvent par rapport à la littérature, certainement liées à la précision des mesures. Pour approfondir, il faudrait savoir comment les différentes articulations interagissent entre elles. Si la flexion est diminuée sur une des articulations du membre inférieur comment les compensations s'établissent-elles? Est-ce en augmentant la flexion des autres articulations, et dans ce cas, de combien et dans quelle(s) articulation(s)?

Mots clefs : amplitude, flexion, membre inférieur, montée d'escaliers, sujets sains

Stair ascent is an act of everyday life. This harmless act can become difficult impacting the lower limbs. Many studies have already demonstrated this impact and we wanted to research the maximum flexion needed on the lower limbs to ascent stairs. The study was conducted on 22 subjects, 11 men and 11 women, aged between 18 and 26. All the subjects had to use two sets of stairs of different sizes: the first one was 20x25cm, corresponding to a size that have already been used in similar studies; the second one was 17x28cm, corresponding to French standards. The measurements were made with two cameras and the data have been processed with the software Kinovéa®. The results have shown a significant difference between the two staircases for the hip flexion, the knee flexion and the dorsal flexion on the ankle. The 20x25cm staircase needs more bending, whatever limb is used. On the other hand, the results for the plantar ankle flexion are not representative. In the average cycle of the 17x28cm stairs ascent, we find at first a maximum of plantar flexion, then of knee flexion 90°, followed by a maximum of hip flexion 45°, the end of cycle with the flexion dorsal of 20°. We find a significant difference between men and women; the latter present more flexion than the men. Notable differences of few degrees can be found with the literature, certainly related to the accuracy of the measurements. To lead this research further, we should study more specifically the interaction between the different joints of the lower limb. If the flexion is decreased on one of the lower limb joint, how would the others limbs compensate? Would it increase the flexion of the others articulations? And in that case, to how many degrees and in which joints?

Keys words : range of motion, flexion, lower limbs, stairs ascent, healthy subjects

SOMMAIRE

1. INTRODUCTION.....	1
2. MATERIEL ET METHODE.....	4
2.1. Stratégie de recherche documentaire.....	4
2.2. Déroulement de l'étude.....	4
2.2.1. Matériels utilisés.....	5
2.2.2. Les participants.....	5
2.2.3. La prise de mesure.....	7
2.3. Traitement des données.....	9
3. RESULTATS.....	10
3.1. Population.....	10
3.2. Maximum de flexion de hanche.....	10
3.3. Maximum de flexion de genou.....	12
3.4. Amplitudes de cheville : maximum de flexion dorsale.....	12
3.5. Amplitudes de cheville : maximum de flexion plantaire	13
3.6. Moments de survenue dans le cycle du maximum de flexion.....	15
3.7. Résultats des flexions du membre inférieur chez les hommes et les femmes....	16
3.8. Influence de la taille sur les flexions du membre inférieur.....	18
3.8.1. Corrélacion entre taille du sujet et taille des membres inférieurs.....	18
3.8.2. Flexion de hanche et taille du sujet	19
3.8.3. Flexion de genou et taille du sujet.....	19
3.8.4. Flexion dorsale de cheville et taille du sujet.....	20
3.8.5. Flexion plantaire de cheville et taille du sujet.....	20
3.9. Difficultés d'ascension en fonction de l'escalier.....	21

4. DISCUSSION.....	21
4.1. Comparaison avec la littérature.....	21
4.1.1. La flexion de hanche.....	22
4.1.2. La flexion de genou.....	22
4.1.3. La flexion de cheville.....	23
4.2. Moment de survenue du maximum de flexion	24
4.3. Population étudiée et cas particulier.....	25
4.4. Points de différence avec la littérature et points d'amélioration.....	27
4.5. Intérêt kinésithérapique.....	29
5. CONCLUSION.....	30

LISTE DES ABREVIATIONS

PTG : prothèse totale de genou

EIAS : épine iliaque antéro-supérieure

SPTF : spino-trochantéro-fémoral

2D : deux dimensions

3D : trois dimensions

UFR : unité de formation et de recherche

GT : grand trochanter

LCA : ligament croisé antérieur

1. INTRODUCTION

La montée des escaliers est un geste de la vie quotidienne effectué plusieurs fois par jour sans s'en rendre compte. Mais cette action si anodine nécessite pourtant une certaine amplitude des membres inférieurs, ce n'est qu'en étant atteint de certaines pathologies ou par l'effet du vieillissement qu'il arrive que cette tâche ne paraisse pas si simple.

Dans la littérature française, Arcadio (1) décrit dès 1973 la biomécanique de 35 activités de la vie quotidienne, parmi lesquelles la montée et descente des escaliers. Dans ce livre, une citation du Pr Roche résume bien l'intérêt de cette étude « *Le rôle de l'expert est, en effet, d'indiquer le retentissement des lésions médicales sur les actes élémentaires exigés par la vie quotidienne.* »

Les amplitudes retrouvées en 1973 sont de 60° de flexion de hanche, 90° de flexion de genou, 10° de flexion dorsale, 40° de flexion plantaire (1). Ce sont les normes utilisées généralement comme objectif d'amplitude en rééducation. Cependant, ces données sont imprécises et dépendent, bien entendu, de l'escalier utilisé.

De nombreuses études ont été réalisées depuis, d'autant que la science a fait des progrès considérables, notamment avec l'apparition des enregistrements 3D. La littérature nous donne des valeurs différentes. Prenons l'exemple de plusieurs études effectuées sur des sujets sains:

- Andriacchi *et al* (2) en 1980 qui retrouve une moyenne de 41,9° de flexion de hanche 83,3 ° de flexion de genou, 10,0° de flexion dorsale et 25,1° de flexion plantaire de cheville.
- Livingston *et al* (3) en 1991 qui retrouve pour un sujet moyen un maximum de 58° de flexion de hanche, 101° de flexion de genou et 19° de flexion dorsale et 27° de flexion plantaire de cheville.
- Riener *et al* (4) en 2001 qui retrouve environ 57° de flexion de hanche, 70° de flexion de genou et 11° de flexion dorsale et 23° de flexion plantaire de cheville.
- Protopapadaki *et al* (5) en 2007 qui retrouve 65,06° de flexion de hanche, 93,92° de flexion genou, 11,21° de flexion dorsale de cheville et 31,31° de flexion plantaire.

Aucun résultat identique ne se retrouve dans ces quatre études, certaines avec des différences notables de plus de 20°, qui ne correspondent pas simplement à l'écart de l'intervalle de confiance. L'une des hypothèses pouvant expliquer ces différences repose sur le fait qu'aucune étude n'utilise des escaliers similaires, les hauteurs et les largeurs de marches différant.

Il est à noter qu'aucune de ces études, à l'exception de Riener et al (4) n'utilise des normes conformes à la réglementation française, car elles sont pour la plupart des études américaines.

La loi n°2005-102 du 11 février 2005 a introduit des nouvelles exigences à prendre en compte lors de la construction neuve des bâtiments, qu'il s'agisse de maison individuelle, bâtiment d'habitation collectif ou établissement recevant du public. Ces normes impactent notamment les dimensions des escaliers (6). Ainsi, dans le cadre d'un établissement recevant du public il est vivement conseillé pour le confort des utilisateurs de l'escalier de respecter la loi de Blondel qui correspond à 2 hauteurs de marche (h) + 1 giron (g) = [60 cm à 64cm] (7).

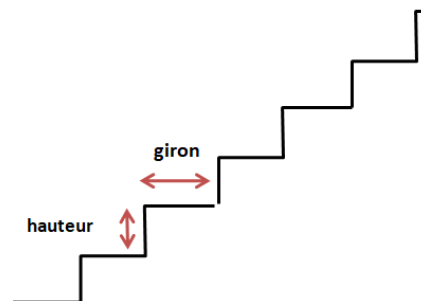


Figure 1 : schéma explicatif du giron d'un escalier

La hauteur de la marche et le giron peuvent donc varier tant que le « blondel » est compris entre 60 et 64cm (8). Ces normes dépendent également de la hauteur minimum de la marche.

La marche optimale serait donc une marche possédant un « blondel » de 62cm, soit par exemple une hauteur de 17cm et un giron de 28cm.

De nombreuses études ont également été réalisées avec des sujets atteints de pathologies. Une méta analyse de 2009, sur une population présentant une lésion du

ligament croisé antérieur du genou (LCA), détecte le plus fréquemment une diminution de la flexion de genou, non pas liée à l'amplitude mais à la faiblesse du quadriceps (9).

En revanche, concernant les prothèses de genou (PTG) le déficit de flexion trouvé serait directement lié à un déficit d'amplitude articulaire. Dès 1993 Jevsevar *et al* (10) ont montré que les personnes portant une prothèse de genou recrutent moins de flexion de genou lors de la montée des escaliers. Hypothèse confirmée par Standifird *et al* (11) dans leur revue systématique incluant 13 études sur le sujet : l'amplitude de mouvement en flexion ne semble pas être complètement rétablie chez les patients après une PTG datant de plus de 6 mois.

Il est à noter que l'arthroplastie est un problème du sujet âgé, d'autres auteurs ont voulu quantifier l'influence de l'avancée en âge sur les articulations du membre inférieur. Benedetti *et al* en 2007, comparent des sujets âgés avec des sujets jeunes. La personne âgée a généralement besoin de plus d'amplitude que la personne jeune. Leurs résultats montrent cependant une diminution notable de la flexion de genou et de cheville pour les personnes âgées mais qui correspond à une augmentation de la flexion hanche. Ainsi un mécanisme de compensation se mettrait en place (12) ; Reeves *et al* (13) en 2009 reviennent dans une de leurs études sur ces mécanismes de compensation.

Aucune des nombreuses études n'utilisent un escalier identique. Une question se pose alors : quelles sont les amplitudes de flexion du membre inférieur nécessaires lors de la montée des marches chez des personnes saines ? Nous tentons de répondre à cette question en utilisant deux escaliers différents. Nous essayons également de répondre à d'autres questions : les dimensions des escaliers influent-elles sur l'angulation nécessaire au franchissement de cet obstacle ? Une personne de grande taille aura-t-elle besoin d'une flexion différente du membre inférieur par rapport à une personne de taille moyenne ?

2. MATERIEL ET METHODE

2.1. Stratégie de recherche documentaire

Les recherches documentaires ont été effectuées de mars 2018 à janvier 2019. Pubmed était le moteur de recherche principal, la phrase de recherche était : ("stair navigation" or "climbing stair" or "stair ascent") and ("joint" and "lower extremity" or "lower limbs" or "angle")) accédant à 110 références. Aucune limite de date n'a été fixée, car certains articles datant de plus de 10 ans servent toujours de référence.

Les résultats étaient ensuite triés en fonction des critères suivants : s'intéressant aux personnes de plus de 18 ans possédant ou non une pathologie et incluant les amplitudes articulaires notamment de flexion. Les articles s'intéressant aux enfants et personnes amputés ont été exclus. Avec ces critères 34 articles ont été retenus.

D'autres moteurs de recherche ont également été utilisés : googlescholar, sciencedirect et reedoc nous ont permis de sélectionner une quinzaine d'autres articles. Les mots de recherche en anglais était « stair navigation », « joint », « lower extremity » et en français « flexion » « membre inférieur » « montée d'escaliers ». Dans chaque article nous avons extrait les dimensions d'escaliers et les résultats obtenus.

Seuls deux articles (14,15) reprenaient les mêmes critères et surtout la même dimension de marches (20x25cm). Les populations étaient cependant différentes puisque l'une (14) s'intéressait à une population âgée tandis que l'autre (15) s'intéressait à des sujets sains. Les résultats d'amplitude de flexion du membre inférieur n'étaient cependant pas différents.

2.2. Déroulement de l'étude

L'étude a été réalisée dans le bâtiment Unité de Formation et de Recherche UFR sciences fondamentales et adaptées à METZ. Elle s'est déroulée sur plusieurs jours d'octobre et novembre 2018, dans les mêmes conditions et dans la même salle.

L'appareillage utilisé est en 2D, un article de 2017 montre que l'analyse 2D est comparable à la 3D dans le plan sagittal (16).

2.2.1. Matériels utilisés

Deux caméras identiques ont été utilisées (SONY DCR-SR58), montés sur trépied. Un mètre ruban et une balance étaient également à notre disposition. Deux escaliers en bois de 3 marches chacun, ont été réalisés au préalable par nos soins : un escalier nommé escalier 1 de dimensions 20x25 (soit 20cm de giron, 25cm de hauteur) et un escalier 2 de dimensions 17x28 (ANNEXE I).

Les escaliers ouverts au public doivent avoir une largeur minimale entre les mains courantes de 1,20m pour pouvoir laisser deux personnes se croiser aisément, tandis que pour l'intérieur d'un logement la norme est de 80cm (6,7). Pour notre étude, les sujets étant jeunes, par facilité de construction nous n'avons pas installé de main courante. Les escaliers n'étant pas contre un mur, nous avons donc choisi arbitrairement 50cm de largeur pour une raison pratique, les deux escaliers devaient pouvoir être transportés en voiture.

Les caméras étaient disposées chacune à 3,05m par rapport au milieu de la deuxième marche et à une hauteur par rapport au sol de 70,5cm afin d'avoir une image optimale.

2.2.2. Les participants

Les participants ont été recrutés sur la base du volontariat via des campagnes de communication par mail et sur les réseaux sociaux.

Avant la montée des escaliers, nous avons pris la mesure de la taille, du poids du sujet et de la taille de ses membres inférieurs. La mesure des membres inférieurs a été prise entre le sommet de l'Épine Iliaque Antéro-Supérieure (EIAS) et l'apex de la malléole médiale.

Les critères de non inclusion des participants étaient :

- Un âge > 30ans ou < 18ans
- Un IMC > 30
- Une différence de longueur des membres inférieurs supérieure à 1cm
- Une fracture d'un des deux membres inférieurs depuis moins d'un an
- Une malformation congénitale d'un des membres inférieurs
- Une rupture d'un ligament croisé d'un des genoux non opéré ou opéré depuis moins d'un an
- Une entorse de cheville grave ou trois entorses bénignes dans la même année
- La présence d'une pathologie neurologique
- Le participant a été victime d'une chute dans les 6 mois précédents
- Le participant a des problèmes ophtalmologiques et ne porte pas sa correction.

Le participant était inclus s'il avait signé un formulaire de consentement écrit et était affilié à un régime de la sécurité sociale (ANNEXE II et III). Il était exclu s'il ne respectait pas les consignes.

Les participants se plaçaient à 4,00m de la première marche, afin de pouvoir avoir un élan suffisant. Lindemann *et al* en 2007 avaient défini pour les personnes âgées une distance de 2,5m pour une montée optimale (17). Vallabhajosula *et al* en 2013 ont montré que chez des personnes âgées et des sujets jeunes l'élan a un impact sur la montée des escaliers, notamment sur l'amplitude de flexion plantaire de cheville, ils utilisaient arbitrairement 5,0m dans leur étude (18). Nous avons choisi 4,0m afin de respecter au mieux ces critères et de tenir compte de notre environnement.

Les participants avaient ensuite pour consigne : « Montez les escaliers à partir de ce point en pliant les bras à environ 90°, quand vous arrivez à la troisième marche, redescendez à la deuxième marche et attendez quelques secondes avant de redescendre. » Les bras étaient fléchis afin d'avoir une visibilité optimale des marqueurs présents au niveau du grand trochanter. Une pause était faite à la deuxième marche, afin de pouvoir calculer l'angle spino-trochantero-fémoral (SPTF).

2.2.3. La prise de mesure

Pour pouvoir effectuer nos mesures via les vidéos, nous avons placé 6 marqueurs sur chaque membre inférieur du participant.

Les marqueurs étaient des pastilles rouges de 30mm de diamètre, placées au niveau des repères suivant :

- Le sommet de l'aile iliaque antéro-supérieure
- Le bord supéro-latéral du grand trochanter
- L'interligne articulaire du genou
- La malléole latérale de la cheville
- La styloïde du cinquième métatarsien
- La face postérieure du calcaneus, dans l'axe de la malléole

Ces repères ont été choisis en rapport à la goniométrie utilisée habituellement (19,20). Les repères ont été marqués par la même opératrice pour tous les participants.

Après chaque journée d'enregistrement les vidéos étaient recueillies et triées sur l'ordinateur. Les vidéos sélectionnées étaient celles s'intéressant au membre montant du sol à la deuxième marche, qu'il soit droit ou gauche. Cette latéralité sera cependant prise en compte lors des statistiques et nous permettra de déterminer les préférences d'utilisation du membre inférieur dominant.

Un ballon de football classique a été utilisé afin de déterminer le membre inférieur dominant dans la vie quotidienne du sujet. Pour cela le sujet devait réaliser 3 shoots contre le mur, à la suite de la prise de mesure. Cet exercice serait un des plus fiables pour déterminer le membre inférieur dominant (21,22).

Hoffman *et al* (23) ont mis en place un protocole pour déterminer le membre dominant. Il est constitué de 3 exercices : tirer dans un ballon, monter une marche de 20cm, déséquilibrer la personne et voir sur quel pied elle se rattrape. La montée d'escalier permet de déterminer le membre dominant. Cependant le tir dans le ballon serait plus concluant que la montée d'escalier (24).

Chaque sujet a réalisé au moins 4 passages par escalier, une caméra était placée de chaque côté des membres inférieurs. Nous avons donc au moins 8 vidéos par escalier, soit au total 16 vidéos. Nous avons traité 8 vidéos correspondant au membre étudié et montant l'escalier. Par la suite les vidéos ont été traitées une par une avec un logiciel gratuit : Kinovéa® version 0.8.15, permettant de traiter 25 images par seconde.

Nous avons déterminé un cycle pour prendre les mesures : le début du cycle se situait juste avant que la personne ne décolle le pied du sol, le membre inférieur controlatéral était en flexion et le pied caché par l'autre membre inférieur (Fig 2) ; la fin du cycle correspondait au moment où le talon du membre inférieur controlatéral était décollé (Fig 3).



Figure 2 : capture d'écran qui représente le début du cycle

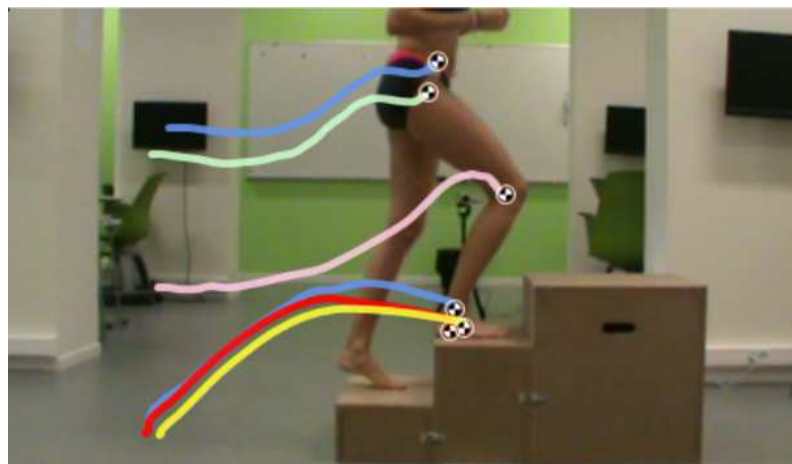


Figure 3 : capture d'écran qui représente la fin d'un cycle

Chaque repère osseux était porteur d'un marqueur numérique et était suivi le long du cycle vidéo. Les coordonnées des marqueurs permettaient ensuite de calculer avec le logiciel Excel et des formules définies les angles qui nous intéressaient.

2.3. Traitement des données

Les données ont ensuite été traitées une première fois pour extraire les statistiques descriptives. Dans un second temps nous avons vérifié que les données suivaient une loi normale. Pour cela les données ont été arrondies à un chiffre entier et ont été regroupées en fonction de leur nombre d'apparition correspondant à leur nombre d'occurrences.

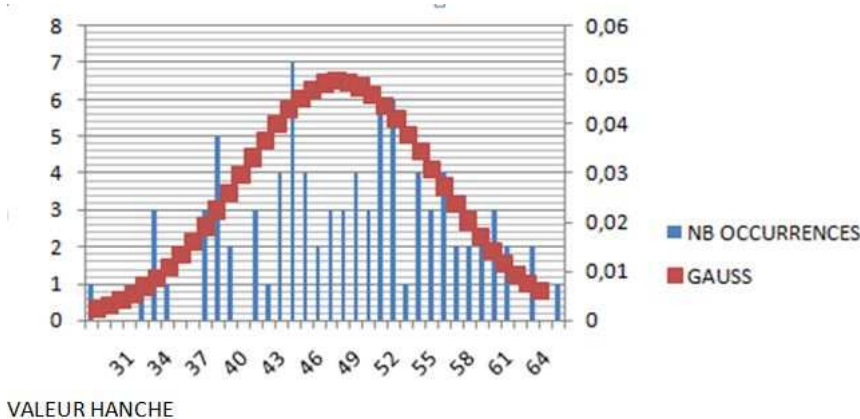


Figure 4 : graphique représentant les données de flexion de hanche pour l'escalier 1, suivant une loi normale

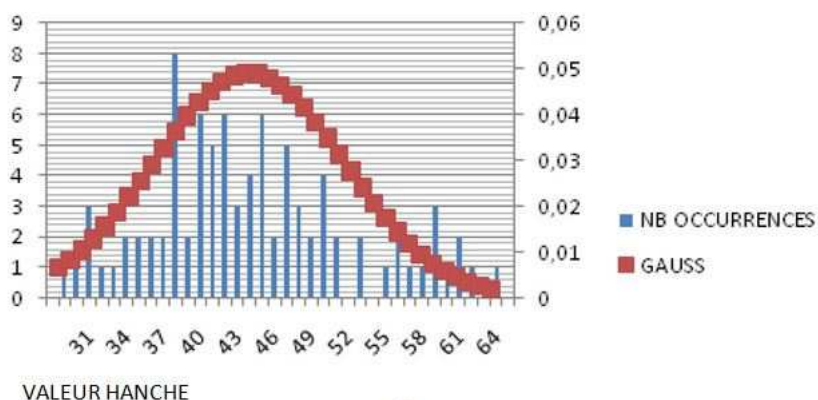


Figure 5 : graphique représentant les données de flexion de hanche pour l'escalier 2, suivant une loi normale.

Les données de la hanche, ainsi que du genou et de la cheville vérifient une loi normale (ANNEXE IV).

Afin de comparer les résultats des différentes flexions entre l'escalier 1 et l'escalier 2 nous avons utilisé le site BIOSTATGV nous permettant d'utiliser le test de Student apparié.

Nous avons également utilisé le test de Student non apparié pour comparer les données entre hommes et femmes.

3. RESULTATS

3.1. Population

22 participants ont été inclus dans l'étude, 11 hommes et 11 femmes avec une moyenne d'âge de 22,36 ans ($\pm 1,916$). Le plus jeune était âgé de 18 ans et le plus âgé de 26 ans.

Les droitiers étaient au nombre de 20, contre 2 gauchers. 18 pratiquaient une activité sportive régulière, dont 8 d'une façon qualifiée d'intense (plus de 6h par semaine). La moyenne du poids en kg était de 66,045 ($\pm 13,183$), avec un maximum de 98,4kg et un minimum de 45,9kg. La moyenne de la taille était de 1,70m ($\pm 0,11$) avec un maximum de 1,925m et un minimum de 1,56m. La moyenne de taille des membres inférieurs des participants était de 90,27cm à droite comme à gauche, le maximum à gauche de 104cm et à droite 103,5cm, le minimum était lui de 81cm pour les deux côtés.

3.2. Maximum de flexion de hanche

La flexion de hanche est de 49,24° pour le premier escalier, correspondant à une hauteur plus élevée en comparaison à l'escalier 2 où la flexion est de 45,29°. La moyenne des flexions de hanche est plus importante du côté droit (Tab I).

Le test de Student apparié nous permet de trouver un $p=1,038 \cdot 10^{-5}$, p est donc nettement inférieur à 0,05. L'hypothèse H_0 : « la différence moyenne entre les deux mesures est nulle » est donc rejetée. Les résultats pour la flexion de hanche sont donc significatifs. La flexion de hanche pour monter l'escalier 1 soit un escalier de dimension 20x25 est plus importante.

Tableau I : présentation des résultats de la flexion de hanche en degrés (°) en fonction du membre inférieur utilisé et de l'escalier

	Membre inférieur droit	Membre inférieur gauche	Moyenne
Moyenne de flexion hanche (°)			
Escalier 1 (20x25)	50,46	48,23	49,24
Escalier 2 (17x28)	47,78	43,80	45,29
Ecart-type de flexion hanche (°)			
Escalier 1 (20x25)	7,97	8,21	8,14
Escalier 2 (17x28)	9,51	6,84	8,13
Max de flexion hanche (°)			
Escalier 1 (20x25)	65,89	61,55	65,89
Escalier 2 (17x28)	64,96	61,82	64,96
Min de flexion hanche (°)			
Escalier 1 (20x25)	29,48	32,78	29,48
Escalier 2 (17x28)	29,94	31,32	29,94

3.3. Maximum de flexion de genou

La flexion de genou est plus importante pour l'escalier 1 (91,84°), contrairement à l'escalier 2 où la flexion est de 87,83° (Tab II).

Les résultats sont significatifs, le test de Student apparié nous permet de trouver un p nettement inférieur à 0,05, avec $p = 1,388 \times 10^{-9}$. Une flexion de genou plus importante est donc nécessaire pour utiliser l'escalier 1.

Tableau II : présentation des résultats de la flexion de genou en degrés (°) en fonction du membre inférieur utilisé et de l'escalier

	Membre inférieur droit	Membre inférieur gauche	Moyenne
Moyenne de flexion genou (°)			
Escalier 1 (20x25)	91,57	92,06	91,84
Escalier 2 (17x28)	89,09	87,08	87,83
Écart-type de flexion genou (°)			
Escalier 1 (20x25)	9,81	5,46	7,70
Escalier 2 (17x28)	7,21	6,39	6,74
Max de flexion genou (°)			
Escalier 1 (20x25)	107,17	110,62	110,62
Escalier 2 (17x28)	104,39	97,09	104,39
Min de flexion genou (°)			
Escalier 1 (20x25)	65,67	78,45	65,67
Escalier 2 (17x28)	64,12	70,66	64,12

3.4. Amplitudes de cheville : maximum de flexion dorsale

La moyenne de flexion dorsale retrouvée est de 19,65° pour l'escalier 1 et 18,09° pour l'escalier 2 (Tab III). Le membre inférieur droit semble utiliser légèrement plus de flexion que le gauche.

Le test de Student apparié permet de trouver un $p=0,037$, ce qui est statistiquement significatif. Davantage de flexion dorsale est également requise pour l'escalier 1 que pour l'escalier 2.

Tableau III : présentation de la flexion dorsale de cheville en degrés en fonction du membre inférieur utilisé et de l'escalier

	Membre inférieur droit	Membre inférieur gauche	Moyenne
Moyenne de flexion dorsale (°)			
Escalier 1 (20x25)	20,04	19,31	19,65
Escalier 2 (17x28)	17,79	18,27	18,09
Écart-type de flexion dorsale (°)			
Escalier 1 (20x25)	5,35	7,55	6,61
Escalier 2 (17x28)	6,52	5,05	5,61
Max de flexion dorsale (°)			
Escalier 1 (20x25)	34,19	36,76	36,76
Escalier 2 (17x28)	35,08	28,87	35,08
Min de flexion dorsale (°)			
Escalier 1 (20x25)	8,38	3,78	3,78
Escalier 2 (17x28)	5,13	8,64	5,13

3.5. Amplitudes de cheville : maximum de flexion plantaire

Sans différencier la droite et la gauche la flexion plantaire est de $35,52^\circ$ pour l'escalier 1 et de $35,87^\circ$ pour l'escalier 2 (Tab IV). Le membre inférieur droit semble utiliser plus de flexion plantaire car elle est de $37,80^\circ$ pour l'escalier 1, contre $33,62^\circ$ pour le membre inférieur gauche.

Le test de Student apparié nous permet de trouver un $p=0,919$, soit un p nettement supérieur à $0,05$. Les résultats ne sont donc pas significatifs et il n'y a donc pas de différence de flexion plantaire entre l'escalier 1 et l'escalier 2.

Tableau IV : présentation des résultats de flexion plantaire en degrés en fonction du membre inférieur utilisé et de l'escalier

	Membre inférieur droit	Membre inférieur gauche	Moyenne
Moyenne de flexion plantaire (°)			
Escalier 1 (20x25)	37,80	33,62	35,52
Escalier 2 (17x28)	35,89	35,85	35,87
Écart-type de flexion plantaire (°)			
Escalier 1 (20x25)	9,05	9,51	9,49
Escalier 2 (17x28)	9,83	8,38	8,89
Max de flexion plantaire (°)			
Escalier 1 (20x25)	58,47	55,17	58,47
Escalier 2 (17x28)	59,95	52,69	59,95
Min de flexion plantaire (°)			
Escalier 1 (20x25)	19,76	16,94	16,94
Escalier 2 (17x28)	19,59	18,91	18,91

3.6. Moments de survenue dans le cycle du maximum de flexion

Tableau V : tableau représentant les moyennes de moment de survenue du maximum de chaque flexion de membre inférieur.

Pourcentage (%)	Escalier 1 (20x25)	Escalier 2 (17x28)	Moyenne
Moyenne de % du cycle flexion hanche	77,66	78,27	77,97
Écart-type de % du cycle flexion hanche	4,32	4,65	4,49
Max de % du cycle flexion hanche	88,46	88,24	88,46
Min de % du cycle flexion hanche	64,44	68,18	64,44
Moyenne de % du cycle flexion genou	67,71	67,51	67,61
Écart-type de % du cycle flexion genou	3,68	3,67	3,67
Max de % du cycle flexion genou	76,19	76,47	76,47
Min de % du cycle flexion genou	52,78	58,82	52,78
Moyenne de % du cycle flexion dorsale	89,45	89,73	89,59
Écart-type de % du cycle flexion dorsale	16,65	15,11	15,85
Max de % du cycle flexion dorsale	100,00	100,00	100,00
Min de % du cycle flexion dorsale	12,50	11,76	11,76
Moyenne de % du cycle flexion plantaire	44,65	44,94	44,79
Écart-type de % du cycle flexion plantaire	5,50	5,74	5,60
Max de % du cycle flexion plantaire	70,97	62,07	70,97
Min de % du cycle flexion plantaire	31,03	27,78	27,78

Afin de donner une idée générale des mesures et de l'ordre d'apparition des maximums de flexion, nous avons répertorié et fait la moyenne de chaque moment d'apparition de ce maximum durant un cycle.

Ainsi le maximum de flexion plantaire apparaît en premier vers 45% du cycle de montée d'escaliers, suivi par la flexion de genou à 68%. Le maximum de flexion de hanche arrive peu après le maximum de flexion de genou à 78%. La flexion dorsale de cheville se retrouve à 90%, caractérisant bien souvent la fin du cycle.

3.7. Résultats des flexions du membre inférieur chez les hommes et les femmes

Tableau VI : tableau représentant les résultats des différentes flexions chez les femmes

Degrés (°)	Escalier 1 (20x25)	Escalier 2 (17x28)	Moyenne
Moyenne flexion hanche	53,38	47,65	50,51
Écart-type flexion hanche	7,39	8,37	8,36
Max flexion hanche	65,89	62,53	65,89
Min flexion hanche	37,84	31,54	31,54
Moyenne flexion genou	95,73	90,86	93,30
Écart-type de flexion genou	5,41	4,91	5,69
Max flexion genou	110,62	104,39	110,62
Min flexion genou	86,12	81,44	81,44
Moyenne flexion dorsale	22,24	19,15	20,69
Écart-type flexion dorsale	5,82	5,90	6,03
Max flexion dorsale	36,76	35,08	36,76
Min flexion dorsale	10,07	8,57	8,57
Moyenne flexion plantaire	36,80	37,30	37,05
Écart-type flexion plantaire	10,82	10,31	10,51
Max flexion plantaire	58,47	59,95	59,95
Min flexion plantaire	19,76	19,59	19,59

Tableau VII : tableau représentant les résultats des différentes flexions chez les hommes

	Escalier 1 (20x25)	Escalier 2 (17x28)	Moyenne
Moyenne flexion hanche	45,11	42,93	44,02
Écart-type flexion hanche	6,66	7,23	6,99
Max flexion hanche	56,99	64,96	64,96
Min flexion hanche	29,48	29,94	29,48
Moyenne flexion genou	87,95	84,81	86,38
Écart-type de flexion genou	7,73	6,99	7,49
Max flexion genou	99,18	96,94	99,18
Min flexion genou	65,67	64,12	64,12
Moyenne flexion dorsale	17,05	17,04	17,04
Écart-type flexion dorsale	6,39	5,16	5,77
Max flexion dorsale	35,84	28,87	35,84
Min flexion dorsale	3,78	5,13	3,78
Moyenne flexion plantaire	34,24	34,44	34,34
Écart-type flexion plantaire	7,85	7,05	7,42
Max flexion plantaire	48,75	48,50	48,75
Min flexion plantaire	16,94	18,91	16,94

La flexion de hanche trouvée chez les femmes est de 50,51° (Tab VI) contre 44,02° pour les hommes (Tab VII). Le test t de Student (non apparié) nous permet de trouver un $p=6,592^{e-8}$, $p < 0,05$ les résultats sont statistiquement significatif. Les femmes ont donc une flexion de hanche plus importante que les hommes.

La flexion de genou trouvée chez les femmes est de 93,30° contre 86,38° chez les hommes. Le test de Student nous permet de trouver un $p=1,5626^{e-10}$, p est significatif, les femmes ont donc une plus grande flexion de genou que les hommes.

La flexion dorsale chez les femmes est de 20,69° contre 17,04° chez les hommes $p=6,002^{e-5}$; la flexion dorsale est donc plus grande pour les femmes que pour les hommes.

La flexion plantaire est de 37,05° chez les femmes contre 34,34° chez les hommes. Le test de Student nous donne un $p=0,0725$ $p>0,05$; les résultats ne sont donc pas significatifs, il n'y a pas de différence entre les hommes et les femmes.

3.8. Influence de la taille sur les flexions du membre inférieur

3.8.1. Corrélation entre taille du sujet et taille des membres inférieurs

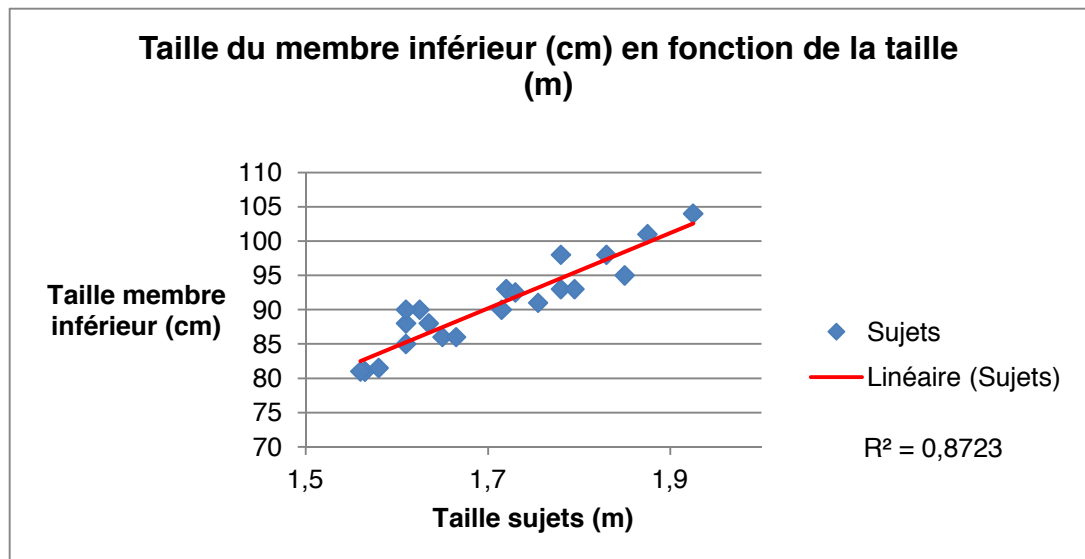


Figure 6 : graphique démontrant la corrélation entre la longueur du membre inférieur droit du sujet par rapport à sa taille.

La moyenne de la taille des membres inférieurs est la même pour le membre inférieur droit que le gauche. Elle est de 90,26cm à droite comme à gauche, même s'il pouvait exister une différence de 0,5cm sur un même sujet. Nous avons choisi de vérifier la corrélation sur un seul des membres inférieurs : ici le membre inférieur droit. Le graphique (Fig 6) montre que le rapport de corrélation R^2 est de 0,872 (proche de 1), il existe donc une corrélation entre la taille des sujets et la taille de leurs membres inférieurs.

3.8.2. Flexion de hanche et taille du sujet

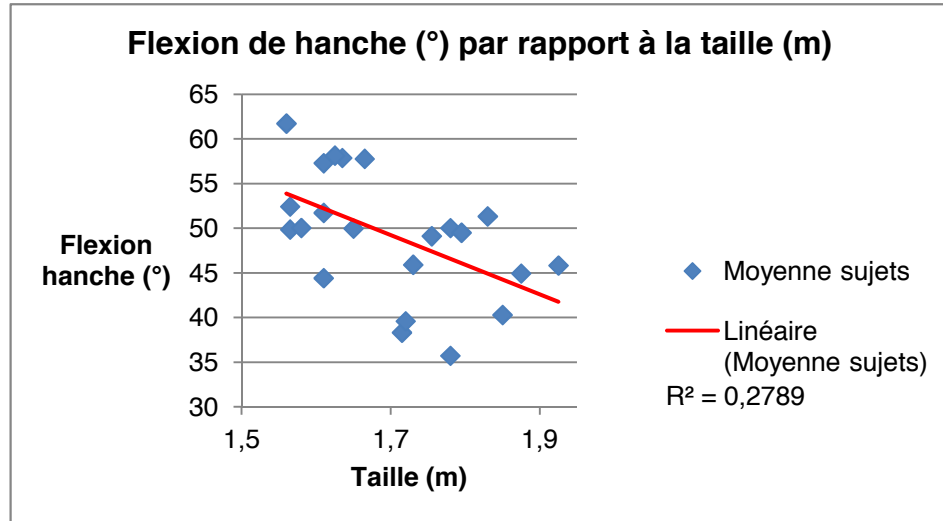


Figure 7 : graphique représentant la flexion de hanche des sujets en fonction de leur taille

Le graphique (Fig 7) et le coefficient de corrélation ($R^2=0,278$) nous montrent une tendance. Un sujet présentant une taille plus petite aurait tendance à utiliser une flexion de hanche plus grande pour franchir l'escalier. Cette corrélation a également été vérifiée pour les membres inférieurs, $R^2= 0,242$ (ANNEXE V).

3.8.3. Flexion de genou et taille du sujet

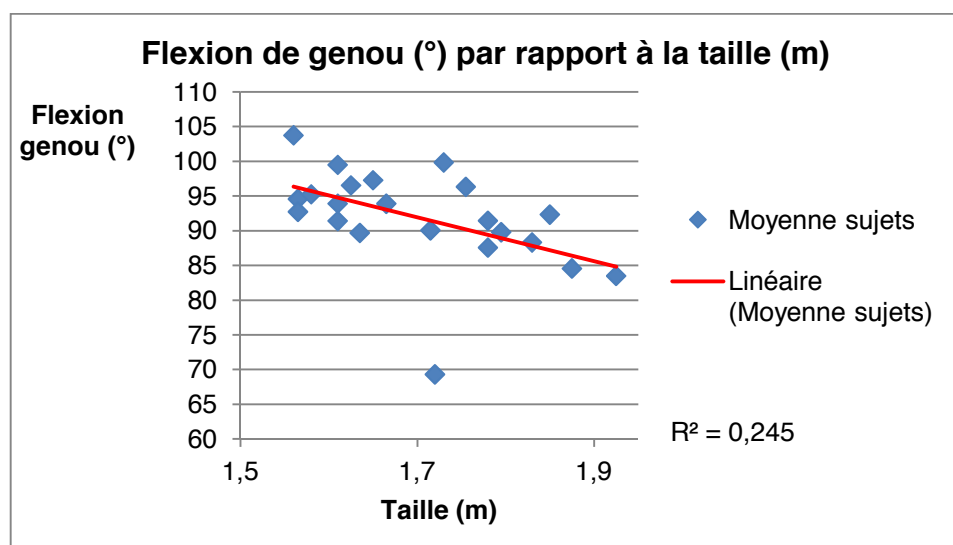


Figure 8 : graphique représentant la flexion de genou des sujets en fonction de leur taille

Le graphique (Fig 8) nous montre une forte tendance à la corrélation, cependant un sujet se différencie des autres et fait chuter le coefficient de corrélation ($R^2=0,245$). On peut conclure qu'en général les sujets de plus petites tailles ont besoin de plus de flexion de genou pour monter les escaliers.

3.8.4. Flexion dorsale de cheville et taille du sujet

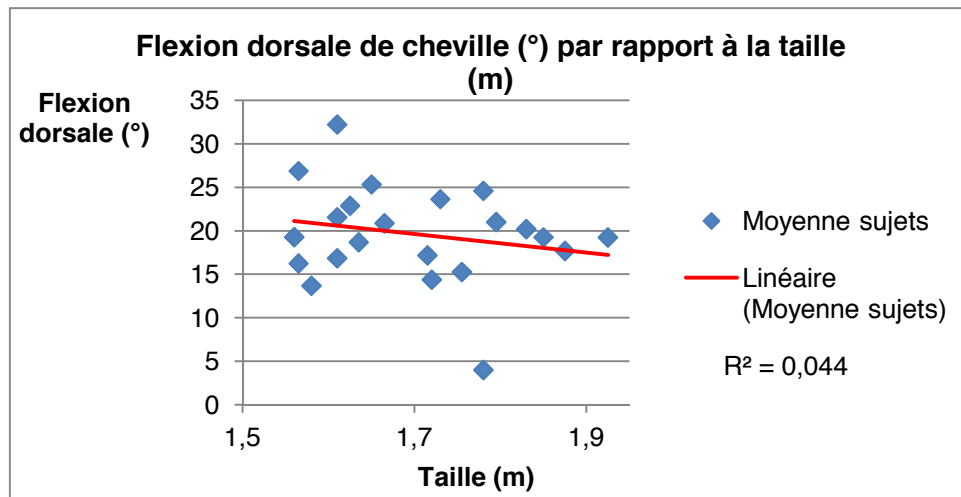


Figure 9 : graphique représentant la flexion dorsale en fonction de la taille du sujet

Le graphique (Fig 9) et le coefficient de corrélation ($R^2=0,044$) montrent qu'il n'y a pas de corrélation entre la taille de la personne et l'augmentation ou non de la flexion dorsale lors de la montée d'escalier.

3.8.5. Flexion plantaire de cheville et taille du sujet

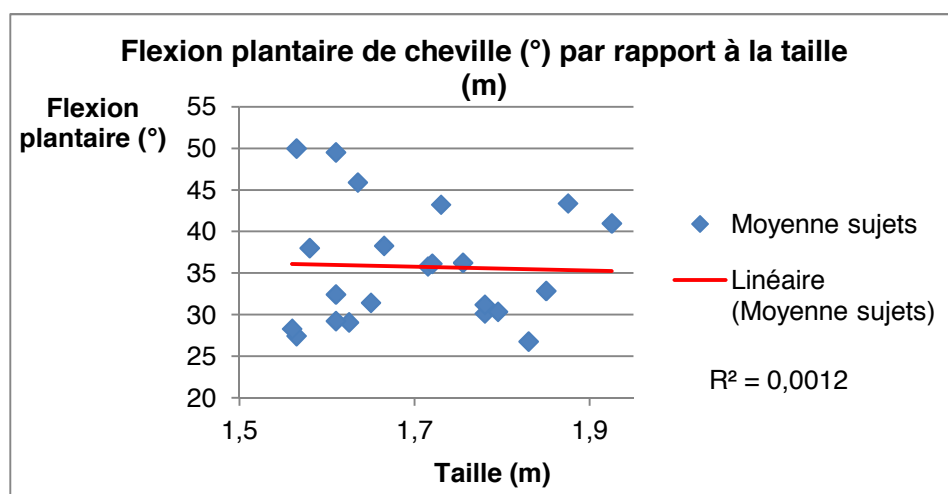


Figure 10 : graphique représentant la flexion plantaire en fonction de la taille du sujet

D'après les résultats du graphique (Fig 10), il n'y aucune corrélation entre la flexion plantaire et la taille du sujet.

3.9. Difficultés d'ascension en fonction de l'escalier

Les données qualitatives concernant la difficulté que les sujets ont pu ressentir lors de la montée d'escaliers ont été récoltées. Sur 22 sujets, 45% trouvent que l'escalier 1 est plus difficile à monter que l'escalier 2 ; 41% n'ont ressenti aucune différence et 14% ont trouvé que l'escalier 2 était plus difficile.

4. DISCUSSION

4.1. Comparaison avec la littérature

4.1.1. La flexion de hanche

La flexion de hanche trouvée dans l'étude d'Alcock *et al* (14) est de $78,3^{\circ}$ ($\pm 8,7$) et celle de Oh *et al* (15) en 2018 de $69,79^{\circ}$ ($\pm 8,94$). Nous trouvons dans notre étude pour le même escalier $49,24^{\circ}$ ($\pm 8,14$). Cette différence de mesure a plusieurs explications possibles.

Pour calculer avec précision les angles de flexion il est important de respecter un plan strictement sagittal, ce qui n'est pas simple en pratique, compte tenu de la giration de bassin. Une composante de rotation est inévitablement présente. Le marqueur se situant au niveau de l'EIAS n'est pas forcément visible si le sujet n'est pas dans un plan strictement sagittal.

De plus, pour ne pas masquer les marqueurs, les sujets ont dû également fléchir les avant-bras à environ 90° , ce qui a forcément influé sur la cinématique et la dynamique de la montée des escaliers. Aucune étude ne précise cette difficulté à laquelle nous avons été confrontée, que ce soit des études anciennes réalisées en 2D (3,10,25,26) ou des plus récentes réalisées en 3D (5,12,27–31).

La flexion de hanche se calcule de plusieurs manières. Dans notre cas nous avons choisi de calculer la flexion de la coxo-fémorale et non de l'ensemble du complexe lombo-pelvien. Dans le cas de la flexion pour le complexe lombo-pelvien l'EIAS n'est pas prise en compte, le calcul se fait à partir du tronc, mais aucune étude (mis à part un mémoire (32)) ne précise si le calcul et la prise de mesure sont faits dans le complexe ou dans l'articulation coxo fémorale. Les différences de mesures d'angles trouvées entre les différentes études et la nôtre s'expliquent donc, peut-être, par le fait que nous ne calculons pas le même angle.

Dans la goniométrie classique, l'angle SPTF se mesure en position décubitus dorsal, mais nous n'avons pas utilisé cette technique pour notre étude. En effet, la flexion de la coxo-fémorale est le résultat d'une soustraction entre l'angle EIAS-sommet GT-genou mesuré et l'angle SPTF. Or, comme évoqué précédemment, il est probable qu'une marge d'erreur soit intégrée à la mesure de l'angle EIAS-sommet GT-genou via Kinovéa. Déterminer l'angle coxo-fémoral à partir de mesures n'ayant pas la même marge d'erreur serait aberrant et fausserait encore plus les résultats. C'est pourquoi il faut impérativement mesurer l'angle SPTF avec Kinovéa[®] afin d'inclure une marge d'erreur similaire à la mesure de l'angle EIAS-sommet GT-genou. Cette marge d'erreur sera donc annulée lors de la soustraction permettant de déduire l'angle coxo-fémoral. Pour cela, nous avons mesuré l'angle SPTF des sujets via Kinovéa en position debout, droite et immobile sur la 2^{ème} marche de l'escalier afin de ne pas sortir du cadre. Afin que l'angle coxo-fémoral soit le plus précis possible, nous avons calculé un angle SPTF pour chaque passage qui nous sert à déduire l'angle coxo-fémoral à chaque fois.

4.1.2. La flexion de genou

La flexion de genou trouvée par Alcock (14) est de $104,3^{\circ}$ (+/- 9,4) et de $103,55^{\circ}$ (+/- 4,16) pour l'étude de Oh (15). Dans notre étude nous trouvons $91,84^{\circ}$ (+/- 7,70) pour le même escalier, valeur qui se rapproche des études. Ces différences peuvent s'expliquer de différentes manières notamment par la technique de mesures utilisée.

En effet, actuellement l'enregistrement 3D est utilisé dans quasiment toutes les études pour sa précision et permet de calculer des paramètres dans différents plans. Les deux études prises comme références étant elles-mêmes réalisées en 3D (14,15). Dans notre étude, nous avons choisi d'utiliser la 2D pour sa facilité et rapidité d'utilisation, la durée pour le passage d'un sujet était en moyenne de 20min comparé à une moyenne d'1h00 à 1h30 pour la 3D.

Une étude a en effet montré que dans le plan sagittal les résultats sont les mêmes que ce soit en 2D ou 3D (16), cependant les caméras utilisées étant d'une qualité modeste, elles ne permettaient pas d'avoir une résolution des points de marquage optimale et laissaient place à une imprécision et une marge d'erreur importantes.

Un autre point influe fortement sur la qualité des mesures : un seul opérateur devait gérer les deux caméras. Il est donc fort probable que les caméras aient bougé pendant la prise de mesure, chaque caméra étant réglée au début d'une session et débranchée à la fin. L'idéal serait donc d'avoir au moins deux opérateurs pour pouvoir actionner et vérifier les deux caméras en même temps. De plus, les mesures ont été effectuées sur plusieurs sessions, avec à chaque fois une potentielle installation différente du matériel. En effet, bien que nous ayons positionné les caméras au même endroit à chaque session (utilisation d'un mètre), il se peut que les positions ne soient pas exactement similaires à chaque nouvelle installation (inclinaison de caméra, angle de prise de vue, etc.). Cela a donc nécessairement légèrement influé sur les résultats. Le fait de ne pas être dans un plan strictement sagittal a également pu influencer les mesures.

4.1.3. La flexion de cheville

La flexion dorsale de cheville trouvée en 2013 dans l'étude d'Alcock est de 23,4 (+/- 7,1) et de 24,34 (+/- 6,0) pour l'étude de Oh. Nous trouvons une valeur proche dans notre étude : 19,65° (+/-6,61).

La flexion plantaire trouvée en 2013 par Alcock est de $12,7 (+/- 6,6)$. Dans son étude Oh ne précise pas la mesure trouvée pour la flexion plantaire, elle est notifiée dans un graphique et s'approche des 20° . Nous trouvons dans notre étude pour le même escalier $35,52^\circ (+/-9,49)$. Cette valeur s'éloigne beaucoup des précédentes et n'est pas significative. Cette différence est sûrement due à la marge d'erreur existante, décrite dans le chapitre précédent. De plus, la cheville est une des articulations les plus difficiles à mesurer, car les points des différents marqueurs utilisés pour calculer les angles sont très rapprochés, contrairement à la hanche et au genou.

4.2. Moment de survenue du maximum de flexion

Nous avons voulu observer à quel moment survient le maximum de flexion pour chaque articulation, afin d'étudier l'instant où il se produisait et s'il existait une cohérence entre chaque sujet.

En moyenne les résultats de la flexion de hanche et de genou sont concordants. Ils surviennent pour chaque sujet vers le même moment en se précédant, c'est-à-dire que le maximum de flexion de genou est obtenu avant celui de la flexion de hanche. L'écart type est faible.

Pour la cheville, notamment la flexion dorsale, on trouve un écart type important de 15 degrés. Cet écart s'explique par un minimum et un maximum très différents ; pour certains sujets le maximum était retrouvé dès le début de cycle et pour d'autre en fin de cycle. En moyenne le maximum de flexion dorsale est trouvé à la fin du cycle, ce qui correspond au moment où l'ensemble du poids du corps est transféré sur la cheville et où l'autre membre inférieur va se décoller.

L'imprécision de la mesure des amplitudes de la cheville comme vue ultérieurement est l'un des points expliquant cette différence. De plus, le cycle était défini visuellement et non pas avec un capteur de pression qui aurait pu nous donner une indication plus précise et nous permettrait de savoir quand la personne transfère l'ensemble du poids du corps. La morphologie du sujet est également un point qui peut influencer sur cette mesure, les cas particuliers du prochain chapitre permettront de préciser cette notion.

4.3. Population étudiée et cas particuliers

L'un des autres points nous différenciant avec l'étude d'Alcock et de Oh est la population étudiée. Alcock étudie une population âgée et Oh une population jeune plutôt similaire à la notre. Cependant nos participants sont pour la plupart sportifs, contrairement à la population générale (33). Cette notion est à prendre en compte et pourrait influencer les résultats.

Deux cas particuliers sont ressortis et nous montrent la différence qu'il peut exister d'un sujet à un autre, et montrent qu'il est difficile d'établir une norme.

Le sujet 2 ne pose jamais intégralement le pied au sol, de ce fait la flexion dorsale est largement diminuée. Ces mesures ressortent dans nos résultats et apparaissent comme une valeur « fausse ». Nous nous sommes donc demandés pourquoi cela peut fausser les résultats, cette tendance se retrouvant chez d'autres sujets mais de façon moindre.



Figure 11 : photographie du sujet 2

Le sujet ne pose jamais le pied au sol, même lorsqu'il transfère intégralement le poids du corps sur son membre (Fig 11), une tension du triceps sural se remarque. Ce sujet présente une hypoextensibilité, voire une rétraction des triceps, diminuant largement sa flexion dorsale.

La flexion de genou retrouvée pour le sujet 16 est particulièrement basse contrairement aux autres sujets (Fig 12), elle est de $65,67^\circ$ pour l'escalier 1 contre $64,12^\circ$ pour l'escalier 2. De même, la flexion de hanche est en moyenne de $39,60^\circ$ pour l'escalier 1 et de $35,73^\circ$ pour l'escalier 2, correspondant aux moyennes basses.



Figure 12 : photographie du sujet 16

Nous remarquons lors de son passage plusieurs éléments : un plan qui n'est pas strictement sagittal, un pied gauche posé au milieu de la marche, une inclinaison antérieure du tronc importante. Le sujet 16 est de plus, un des sujets ayant le poids le plus élevé. Le morphotype et ses conséquences biomécaniques influent probablement sur les angles de flexion du sujet.

Les résultats ont montré une différence significative entre les flexions des hommes et des femmes, ces dernières utiliseraient plus de flexions de hanche, de genou et cheville lors de la montée des escaliers.

Cette différence peut s'expliquer par des aspects morphologiques et hormonaux : la testostérone, hormone masculine, est liée à la formation du tissu musculaire, la masse musculaire est donc en moyenne plus élevée chez les hommes. De même, la proportion de graisse est plus élevée chez les femmes, due en partie à l'effet des œstrogènes. Elles stockent et ont proportionnellement plus de graisse, notamment sous la peau et dans la zone des hanches et des cuisses, tandis que les hommes en ont majoritairement au niveau de la ceinture abdominale (34).

La laxité ligamentaire due aux hormones est l'un des facteurs pouvant augmenter la flexion (35,36).

De même, la morphologie osseuse des femmes est propice à une flexion plus grande, notamment de la hanche, l'obliquité du bassin faisant qu'elles utilisent plus de flexion (37). La profondeur des incisures fibulaires des tibias des femmes serait plus grande que celle des hommes et augmenterait d'autant la flexion de la cheville durant la marche (36).

Les femmes ont une taille en moyenne inférieure à celle des hommes, d'autant que les femmes ont tendance à posséder un tronc plus grand et des membres inférieurs plus petits (38) .

Enfin, le sport ainsi que les habitudes de vies (39) sont des facteurs pouvant fortement influencer la morphologie du corps et ainsi influencer sur les amplitudes du membre inférieur.

4.4. Points de différence avec la littérature et points d'amélioration

Dans plusieurs études, le membre utilisé n'est pas justifié et la description d'un cycle correspondant à une montée d'escalier n'est pas précisée. Dans notre étude c'est le membre montant du sol à la seconde marche qui est étudié. Alcock dans son étude a montré que c'est ce passage qui est le plus coûteux en énergie et en amplitude articulaire. En effet, il compare le passage dit « transitional » correspondant au passage du sol à la 2^{ème} marche avec le passage dit « continuous » correspondant au passage d'une marche à une autre (de 2 en 2). Il montre même que le membre dominant serait préférentiellement utilisé par certains sujets pour passer du sol à la deuxième marche (14), contrairement à d'autres études qui se basent sur le fait que le passage du sol à la première marche définirait le membre dominant (32).

Dans les données que nous avons récoltées nous avons remarqué que le membre inférieur dominant n'est pas forcément le membre avec lequel le sujet monte la 1^{ère} marche. La plupart des études ne précise pas si le membre étudié est le membre dominant, il nous paraît important de l'identifier car c'est logiquement lui qui serait utilisé pour un passage demandant plus d'énergie. Toutefois, la notion de membre dominant étant encore sujet à débat (différentes méthodes pour le définir sans arriver au même résultat (24)), il serait

intéressant de clarifier cette notion et de définir une unique définition afin de pouvoir l'inclure dans les paramètres de notre étude. Ainsi, il faudrait vérifier et montrer sur une plus grande population que c'est effectivement le membre dominant qui est utilisé du sol à la 2^{ème} marche car c'est probablement ce passage qui demanderait plus d'exigences énergétique et biomécanique.

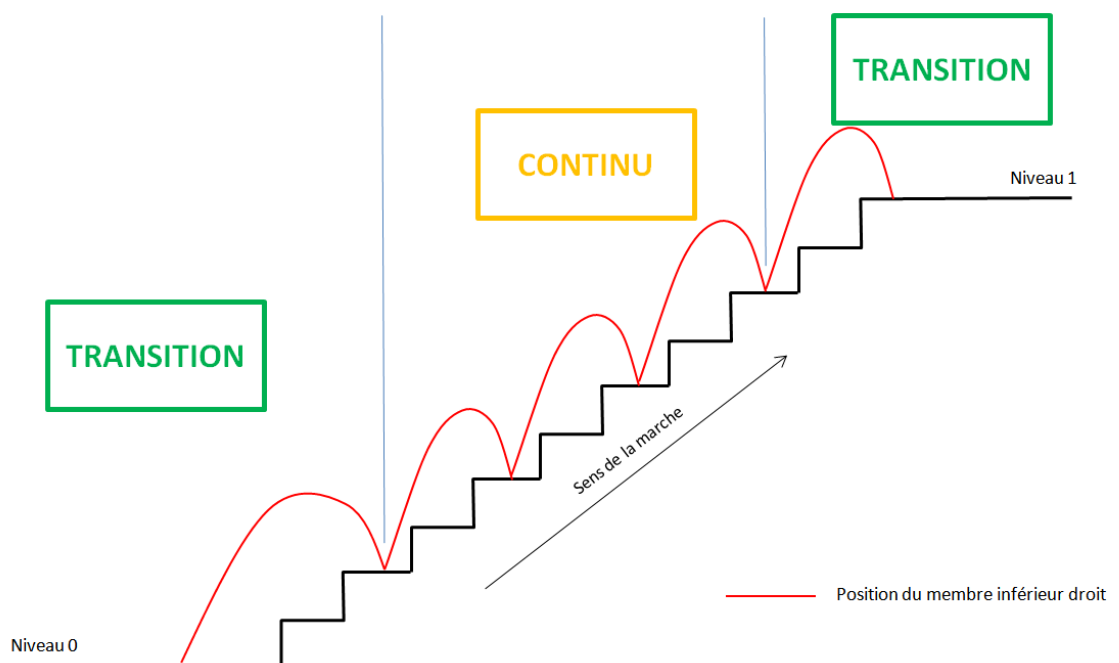


Figure 13 : schéma explicatif du cycle de la montée d'escalier selon l'étude d'Alcock

La méthode de récolte des données via le logiciel Kinovéa est simple mais chronophage ; en raison de la qualité vidéo il a fallu replacer point par point chaque marqueur. Cette solution a été choisie car le logiciel est gratuit, permettant à n'importe qui de l'utiliser facilement.

Pour améliorer ces différents points, il serait essentiel d'utiliser des caméras à très haute définition et à haute vitesse. Il faudrait améliorer la précision de nos mesures et de nos gestes, la participation d'au moins deux opérateurs serait une bonne approche.

4.5. Intérêt kinésithérapique

Le principal intérêt de cette étude est d'établir des valeurs de flexion de référence afin de nous donner une idée de l'amplitude articulaire nécessaire à récupérer afin que notre patient puisse monter les escaliers sans compenser et de la manière la plus physiologique possible. En effet, l'objectif de la plupart des patients est bien souvent de rentrer chez eux le plus vite possible et de retrouver leur autonomie passée. Les escaliers sont un point clef car beaucoup de domiciles en sont équipés et l'accessibilité des lieux publics se fait bien souvent encore par des escaliers.

Au cours de l'étude nous nous sommes également rendu compte que le membre dominant n'est peut être pas celui que nous pensions. En effet, Alcock (14) dans son étude montre que le membre dominant serait celui utilisé pour monter du sol à la seconde marche. Lors d'une pathologie du membre inférieur, nous apprenons en premier à nos patients à monter le membre inférieur sain du sol à la première marche. Le membre inférieur lésé est ensuite posé lui aussi sur la même marche. En progression, si le thérapeute suit les conclusions de Alcock, il peut demander à son patient au moment où il commence à monter les escaliers en alterné, de monter d'abord le pied lésé du sol à la première marche, puis de monter le membre inférieur sain du sol à la deuxième marche. Alcock est le seul auteur à présenter cette option. Il faudrait des preuves supplémentaires pour l'étendre à tous les patients. Même sans ces preuves pour certains patients le thérapeute peut proposer à un patient ayant des difficultés avec la méthode classique de monter de cette façon. Le thérapeute peut proposer cette solution à tout patient ayant un déficit de flexion du membre inférieur lésé.

L'autre intérêt de cette étude est l'utilisation d'un logiciel comme Kinovéa, permettant d'observer simplement via une capture photo ou vidéo les amplitudes d'un sujet, le bilan kinésithérapique étant une étape indispensable. Ce type de logiciel paraît idéal pour réaliser, avec un minimum de maîtrise, des bilans articulaires précis dans des situations particulières.

5. CONCLUSION

L'amplitude de flexion des membres inférieurs est un phénomène longuement étudié, que ce soit lors de la marche, durant la montée/descente des escaliers ou lors d'une activité sportive. Posséder un débattement articulaire suffisant est essentiel pour être en mesure d'effectuer les activités quotidiennes ou sportives. De nombreux articles étudiant le retentissement de certaines pathologies ont été publiés, notamment un article centré sur l'étude du genou après une ligamentoplastie postérieure (40,41) ou antérieure (9,42,43).

Nos résultats nous permettent de conclure que la dimension des escaliers influe sur les flexions des membres inférieurs. Pour un escalier de 17x28cm, les amplitudes sont moindres pour toutes les articulations comparées à l'escalier à hauteur plus haute, mais avec un giron plus petit 20x25cm. L'escalier dit « optimal » et aux normes françaises de dimension 17x28cm demanderait moins de flexion et donc une dépense énergétique moindre.

Mais il est important de prendre en compte les autres paramètres, notamment le sexe, la taille de la personne et ses habitudes de vie, qui sont des critères qui influenceront sur les angles de flexion de hanche et de genou des sujets. Nos résultats ont montré que plus une personne est petite, plus elle sollicitera de flexion de hanche et de genou. La taille n'influerait cependant pas sur les flexions de cheville. Le sexe influencerait sur la totalité des flexions hormis la flexion plantaire.

Pour un escalier aux dimensions françaises standard il faudrait récupérer environ 45° de flexion dans la coxo-fémorale, contre 20 à 25° de plus dans le complexe lombo pelvien (65-70°). Environ 90° sont nécessaires pour le genou et un peu moins de 20° pour la flexion dorsale. Les résultats de la flexion plantaire n'étant pas concluants et non significatifs, nous ne tirerons aucune conclusion. En effet, la littérature nous dit qu'il faudrait une vingtaine de degrés de flexion plantaire, ce qui est bien loin des 35° que nous avons trouvés dans notre étude.

Notre étude a également montré que le maximum de flexion de hanche serait acquis à 78% du cycle, précédé par la flexion de genou survenant juste avant à 68% et correspondant au franchissement de l'obstacle. Le maximum de flexion dorsale de cheville serait la plupart du temps atteint à la fin du cycle au moment du transfert du poids du corps et la flexion plantaire vers 44%, arrivant avant la flexion de genou au moment où le membre inférieur est levé pour franchir l'obstacle.

Dans notre étude nous avons essayé de ne pas prendre en compte le membre dominant de la personne et de lui laisser le choix libre sur le pied avec lequel elle débutait la montée des marches. Les informations sur le membre dominant ont néanmoins été recueillies, mais n'ont pas été traitées. Il resterait toutefois intéressant d'étudier si une différence de flexion existe ou non entre le membre dominant et le membre non dominant.

De même, il serait intéressant de comprendre comment les différentes articulations interagissent entre elles. Si la flexion est diminuée sur l'une des articulations du membre inférieur, comment les compensations s'établissent-elles ? Est-ce en augmentant la flexion des autres articulations et si oui, de combien et dans quelle(s) articulation(s) ?

BIBLIOGRAPHIE

1. Arcadio F, Moulay A, Chauvin C P. Gestes de la vie quotidienne - étude cinétique globale. Masson. 1973. (Collection de médecine légale et de toxicologie médicale).
2. Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*. 1980; 62:749-75.
3. Livingston LA, Stevenson JM, Olney SJ. Stairclimbing kinematics on stairs of differing dimensions. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991;72:398-402.
4. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture*. 2002;15:32-44.
5. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FJ, Scott OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2007;22:203-10.
6. Escaliers neufs : n'oubliez pas les règles d'accessibilité... [Internet]. [consulté le 8 oct 2018]. Disponible sur: <https://www.batirama.com/article/3981-escaliers-neufs-n-oubliez-pas-les-regles-d-accessibilite.html>
7. FICHE ACCESSIBILITÉ : Les escaliers : FFB [Internet]. [consulté le 8 oct 2018]. Disponible sur: http://www.ffbatiment.fr/federation-francaise-du-batiment/laffb/mediatheque/batimetiers.html?ID_ARTICLE=1073
8. Loi de Blondel Confort d'escalier | Echelle Européenne [Internet]. [consulté le 8 oct 2018]. Disponible sur: <http://www.echelle-europeenne.com/pages/loi-de-blondel-confort-descalier>
9. Hajizadeh M, Hashemi Oskouei A, Ghalichi F, Sole G. Knee Kinematics and Joint Moments During Stair Negotiation in Participants With Anterior Cruciate Ligament Deficiency and Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis. *PMR* 2016;8:563-579.e1.
10. Jevsevar DS, Riley PO, Hodge WA, Krebs DE. Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects. *Phys Ther*. 1993;73:229-39.
11. Standifird TW, Cates HE, Zhang S. Stair ambulation biomechanics following total knee arthroplasty: a systematic review. *J Arthroplasty*. 2014;29:1857-62.
12. Benedetti MG, Berti L, Maselli S, Mariani G, Giannini S. How do the elderly negotiate a step? A biomechanical assessment. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2007;22:567-73.
13. Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19:p57-68.
14. Alcock L, O'Brien TD, Vanicek N. Biomechanical demands differentiate transitioning vs. continuous stair ascent gait in older women. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2014;29:111-8.

15. Oh J, Kuenze C, Jacopetti M, Signorile JF, Eltoukhy M. Validity of the Microsoft Kinect™ in assessing spatiotemporal and lower extremity kinematics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Med Eng Phys*. 2018.
16. Schurr SA, Marshall AN, Resch JE, Saliba SA. Two- dimensional video analysis is comparable to 3D motion capture in lower extremity movement assessment. *Int J Sports Phys Ther*. 2017;12:163-72.
17. Lindemann U, Najafi B, Zijlstra W, Hauer K, Muche R, Becker C, et al. Distance to achieve steady state walking speed in frail elderly persons. *Gait Posture*. 2008;27:91-6.
18. Vallabhajosula S, Yentes JM, Momcilovic M, Blanke DJ, Stergiou N. Do lower-extremity joint dynamics change when stair negotiation is initiated with a self-selected comfortable gait speed? *Gait Posture*. 2012;35:2038.
19. Royer A, Cecconello R. Bilans articulaires cliniques et goniométriques. Généralités. Masson, Elsevier. 2004; vol. 26-008-A-10.
20. Delbarre Grossemy I, Audemer D. Goniométrie: manuel d'évaluation des amplitudes articulaires des membres et du rachis. Issy-les-Moulineaux. Elsevier Masson, 2008.
21. Miyaguchi K, Demura S. Specific factors that influence deciding the takeoff leg during jumping movements. *J Strength Cond Res*. 2010;24:2516-22.
22. Daneshjoo A, Mokhtar AH, Rahnama N, Yusof A. The effects of comprehensive warm-up programs on proprioception, static and dynamic balance on male soccer players. *PLoS One*. 2012;7:51568.
23. Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja D. Unilateral Postural Control of the Functionally Dominant and Nondominant Extremities of Healthy Subjects. *J Athl Train*. 1998;33:319-22.
24. Steffen C. Difference in knee proprioception between dominant leg and non-dominant leg, using Joint Position Sense test on 35 healthy subjects. Semmelweis university; 2014.
25. Costigan PA, Deluzio KJ, Wyss UP. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait Posture*. 2002;16:31-7.
26. Larsen AH, Sorensen H, Puggaard L, Aagaard P. Biomechanical determinants of maximal stair climbing capacity in healthy elderly women. *Scand J Med Sci Sports*. 2009;19:678-86.
27. Hammond CA, Hatfield GL, Gilbert MK, Garland SJ, Hunt MA. Trunk and lower limb biomechanics during stair climbing in people with and without symptomatic femoroacetabular impingement. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2017;42:108-14.
28. Trinler UK, Baty F, Mündermann A, Fenner V, Behrend H, Jost B, et al. Stair dimension affects knee kinematics and kinetics in patients with good outcome after TKA similarly as in healthy subjects. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc*. 2016;34:1753-61.

29. Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Influence of light handrail use on the biomechanics of stair negotiation in old age. *Gait Posture*. 2008;28:327-36.
30. McClelland JA, Feller JA, Menz HB, Webster KE. Patterns in the knee flexion-extension moment profile during stair ascent and descent in patients with total knee arthroplasty. *J Biomech*. 2014;47:1816-21.
31. Reid SM, Lynn SK, Musselman RP, Costigan PA. Knee biomechanics of alternate stair ambulation patterns. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39:2005-11.
32. Grimont P. Etude de la flexion de hanche dans les escaliers : apports du système bioval et du goniomètre de houdre. Mémoire 2014 - 2015 IFMK NANCY; 2015.
33. Chiffres clés - Observatoire national de l'activité physique et de la sédentarité [Internet]. [consulté le 23 févr 2019]. Disponible sur: <http://www.onaps.fr/chiffres-cles/>
34. Mader S. Biologie humaine. 1ère édition. De Boeck; 2010.
35. Wilkerson D, Mason M. Differences in Men's and Women's Mean Ankle Ligamentous Laxity. *Iowa OrthopJ*. 2000; 20 : 46-48
36. Fukano M, Fukubayashi T, Banks SA. Sex differences in three-dimensional talocrural and subtalar joint kinematics during stance phase in healthy young adults. *Hum Mov Sci*. 2018;61:117-25.
37. Bruening DA, Frimenko RE, Goodyear CD, Bowden DR, Fullenkamp AM. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. *Gait Posture*. 2015;41:540-5.
38. Cho SH, Park JM, Kwon OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech*. 2004 : 145-52.
39. Ward RE, Fong Yan A, Orishimo KF, Kremenec IJ, Hagins M, Liederbach M, et al. Comparison of lower limb stiffness between male and female dancers and athletes during drop jump landings. *Scand J Med Sci Sports*. 2019;29:71-81.
40. Hosseini Nasab SH, List R, Oberhofer K, Fucentese SF, Snedeker JG, Taylor WR. Loading Patterns of the Posterior Cruciate Ligament in the Healthy Knee: A Systematic Review. *PLoS One*. 2016;11(11):e0167106.
41. Iwata S, Suda Y, Nagura T, Matsumoto H, Otani T, Andriacchi TP, et al. Clinical disability in posterior cruciate ligament deficient patients does not relate to knee laxity, but relates to dynamic knee function during stair descending. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA*. 2007;15:258-65.
42. Zhao C, Lin C, Wang W, Zeng C, Fang H, Pan J, et al. Kinematics of anterior cruciate ligament-deficient knees in a Chinese population during stair ascent. *J Orthop Surg*. 2016;11:89.

43. Lepley AS, Gribble PA, Thomas AC, Tevald MA, Sohn DH, Pietrosimone BG. Longitudinal Evaluation of Stair Walking Biomechanics in Patients with ACL Injury. *Med Sci Sports Exerc.* 2016;48:7-15.

ANNEXES

ANNEXE I : PROTOCOLE DE L'ETUDE

ANNEXE II : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

ANNEXE III : NOTE D'INFORMATION

ANNEXE IV : COURBE DE GAUSS

ANNEXE V : GRAPHIQUE FLEXION DE HANCHE EN FONCTION DE LA TAILLE DU
MEMBRE INFERIEUR DROIT

ANNEXE I : PROTOCOLE DE L'ETUDE

PROTOCOLE

« Etude des flexions du membre inférieur nécessaire à la montée des escaliers »

1. Objectif principal :

Mesure des angles de flexion de hanche, flexion de genou, flexion dorsale de cheville lors de la montée d'escaliers.

2. Matériel

- 1 escalier de 3 marches de 20x25cm => comparable à deux études de la littérature
 - o Hauteur : 20 cm
 - o Profondeur : 25 cm
 - o Largeur : 50cm
- 1 escalier de 3 marches 17x28 cm, respectant la loi de Blondel
 - o Hauteur : 17 cm
 - o Profondeur 28cm
 - o Largeur : 50cm
- Mètre + mètre ruban
- Pèse personne
- 2 caméras + un câble de connexion
- Pastilles rouges (pour faire les 5 marqueurs)
- Ordinateur=> traitement des données via Kinovéa
- Ballon

3. Population

- Etudiants au campus Bridoux (fac de sport) de 18 à 30 ans
 - ⇒ Objectifs : 20-30 personnes (équité filles-garçon)

Critères de non inclusion

- IMC > 30
- Age > 30ans ou < 18ans
- Différence de longueurs des membres inférieurs supérieure à 1 cm entre les deux côtés
- Fractures d'un des membres inférieurs
- Malformation d'un des membres inférieurs
- Rupture d'un ligament croisé d'un des genoux non opéré ou opéré depuis moins d'1 an
- Entorse d'une des chevilles : grave ou trois entorses bénignes dans la même année
- Pathologie neurologique
- Problème de vue et non port de correction
- Chute ayant eu lieu il y a moins de 6mois

4. Réalisation

Préalablement : communication aux étudiants via Facebook et affiches à la fac/ via M.CASTERAN

A l'arrivée de la personne :

Etape 1 : récupération du formulaire de consentement éclairé

Etape 2 : remplir la feuille d'information du participant

Etape 3 : mesure de la taille et du poids de la personne ainsi que des membres inférieurs

Etape 4 : réalisation de l'étude

Avant chaque jour de mesure le calibrage et l'étalonnage des caméras sera effectués (données pré-test) :

Perpendiculaire caméra-sol : 70,5 cm

Milieu de la 2^e de marche et caméra : 3,05m

Milieu de la 1^{ère} marche – point d'arrivée : 4,0m

Mise en place des marqueurs :

- styloïde 5^e métatarsien
- malléole latérale
- interligne articulaire du condyle fémoral latéral
- partie supéro-latérale du grand trochanter
- épine iliaque antéro-supérieure

Choix de l'escalier (une fois sur deux on choisira l'escalier 1)

Mise en place de l'escalier

Le participant effectue la montée des premiers escaliers mis en place ainsi que la descente au moins deux fois (voir plus si problème).

Noter le membre inférieur par lequel il a débuté.

Mise en place du deuxième escalier. Le participant effectue la montée des seconds escaliers (au moins deux fois).

La personne doit monter l'escalier à une vitesse dite « confortable ».

Noter si subjectivement l'escalier 1 ou 2 est le plus difficile.

Etape 5 : détermination du membre inférieur dominant

Le participant est amené à effectuer un shoot dans un ballon, 3 fois.

Etape 6 : traitement des vidéos avec kinovéa et excell

5. Mesures à prendre

En première intention :

- Taille de la personne
- Taille membres inférieurs
- Poids de la personne

Via le logiciel kinovéa :

- Temps d'exécution
- Flexion : hanche, genou, cheville

Critères d'exclusion :

- Non-respect des consignes
- Ne pose pas le pied à plat sur la marche

6. Résultats attendus

Etude Alcock 2013

Flexion hanche : 78,3° (8,7)

Flexion genou : 104,3°(9,4)

Flexion cheville : 23,4° (7,1)

Durée du cycle : 1,3s (0,2)

Etude Oh 2018

Flexion hanche: 69,79° (8,94)

Flexion genou : 103,55 (4,16)

Flexion cheville : 24,34° (6,0)

ANNEXE II : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

FORMULAIRE DE RECUEIL DE CONSENTEMENT ECLAIRE

Nom :
Prénom :
Adresse :
.....
Date de naissance : .../.../.....
N° de sécurité sociale :
<i>(n° inscrit sur votre carte vitale)</i>

J'accepte de participer à l'étude intitulée :

ETUDE DES FLEXIONS DU MEMBRE INFERIEUR NECESSAIRES A LA MONTEE DES ESCALIERS dont le promoteur est Mlle HENTZGEN Elise étudiante en 4^e année de kinésithérapie à l'IFMK de Nancy (contact par mail elise.hentzgen@orange.fr ou par téléphone si besoin 06 73 55 62 31)

Je confirme avoir :

- Reçu oralement et par écrit toutes les informations nécessaires.
- Pu poser l'ensemble des questions nécessaires à la compréhension des informations que j'ai reçues.
- Reçu des réponses claires et précises.
- Disposé d'un délai de réflexion suffisant entre les informations reçues et ce consentement avant de prendre ma décision.

IMPORTANT : J'ai bien reçu et lu la note d'information concernant l'étude : **oui/ non**

Il est à noter que je peux :

- Sans justification interrompre ma participation à tout moment, d'autant que je suis libre de participer à cette étude.

Si je participe, les données personnelles recueillies me concernant seront anonymes et détruites à la fin de la soutenance du mémoire de Mlle HENTZGEN. Des photos pourront être prises et utilisées au cours de la soutenance orale, mais le visage ne sera en aucun cas visible.

J'accepte donc librement et volontairement de participer à cette étude.

Vos obligations :

- J'atteste que je suis affilié(e) à un régime de sécurité sociale
- Je conserve un exemplaire de la note d'information et du présent formulaire de consentement

Partie à remplir par le participant	Partie à remplir par le promoteur
Nom et Prénom :	Nom et Prénom :
Signature :	Signature :
Date et Lieu :	Date et Lieu :



Note d'information aux participants

**ETUDE DES FLEXIONS DU MEMBRE INFERIEUR NECESSAIRES A LA MONTEE
DES ESCALIERS**

Promoteur : HENTZGEN Elise étudiante masseur-kinésithérapeute à l'IFMK de Nancy

Supervisée par Monsieur CASTERAN, Maître de conférences à l'Université de Lorraine et Monsieur PETITDANT, Cadre de Santé –Masseur-Kinésithérapeute.

Présentation du projet :

En faisant des recherches dans la littérature on retrouve des analyses, parfois contradictoires, des amplitudes du membre inférieur nécessaires à la montée des marches d'escaliers. Cette étude qui, est mon mémoire de fin d'étude de kinésithérapie, a pour but de refaire ces mesures et de les comparer avec la littérature existante.

Nous commencerons par vous poser quelques questions et prendre les mesures de votre poids, taille ainsi que de la longueur de vos membres inférieurs.

Nous allons utiliser un système de capture 2D, 5 capteurs seront placés sur vos membres inférieurs (du bassin à la cheville).

Le test consiste à monter une série de 3 marches sur deux escaliers, puis nous vous poserons quelques questions sur vos impressions. Pendant le test, n'hésitez pas à prendre votre temps et à monter les marches à votre rythme. Nous réaliserons ce test plusieurs fois. Vous serez également amené à réaliser un test simple, consistant à shooter dans un ballon, plusieurs fois.

Information concernant l'étude : Pour rappel, cette étude est mon mémoire de fin d'étude.

Votre participation est totalement volontaire, vous êtes libre de poser des questions à tout moment et d'interrompre votre participation à l'étude. La durée de passage est d'environ 30min. Les données et informations recueillies resteront strictement confidentielles. Il est possible que je prenne quelques illustrations pour mon mémoire, mais en aucun cas votre visage n'apparaîtra.

Après l'obtention de mon Diplôme d'Etat de Masseur-Kinésithérapeute, l'ensemble des données recueillies, bien qu'elles soient anonymisées, seront détruites.

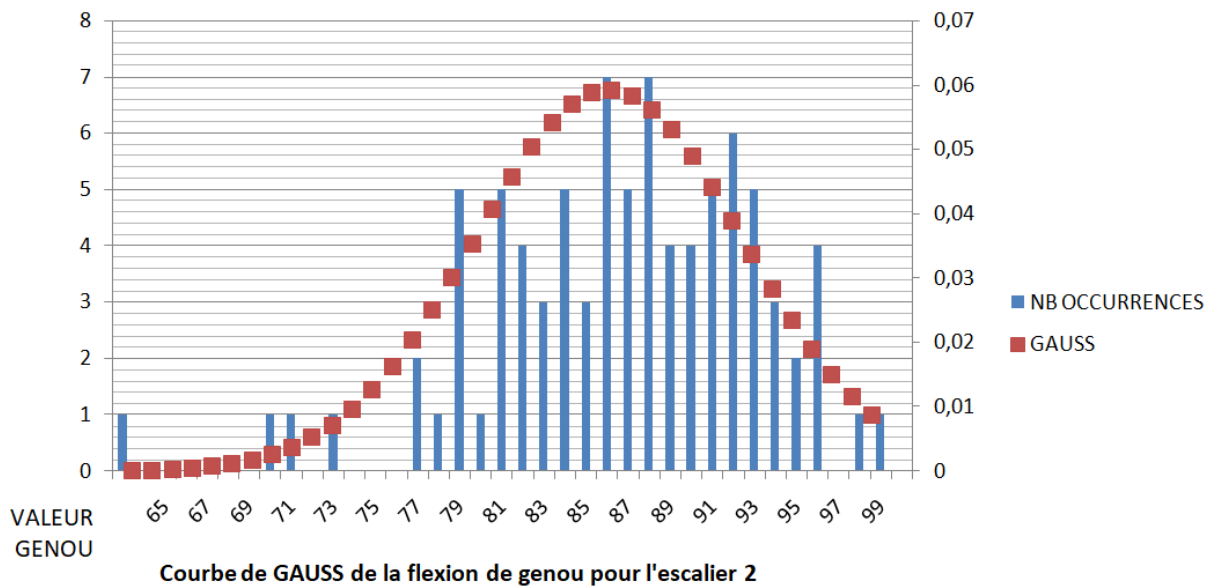
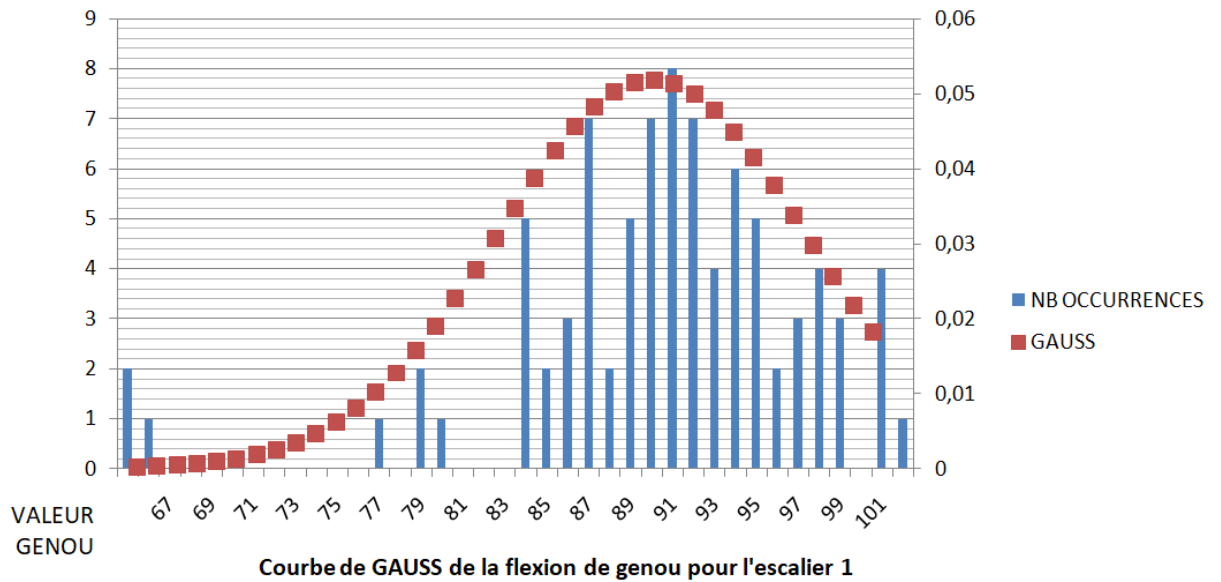
Que prendre avec moi si je veux participer à cette étude ?

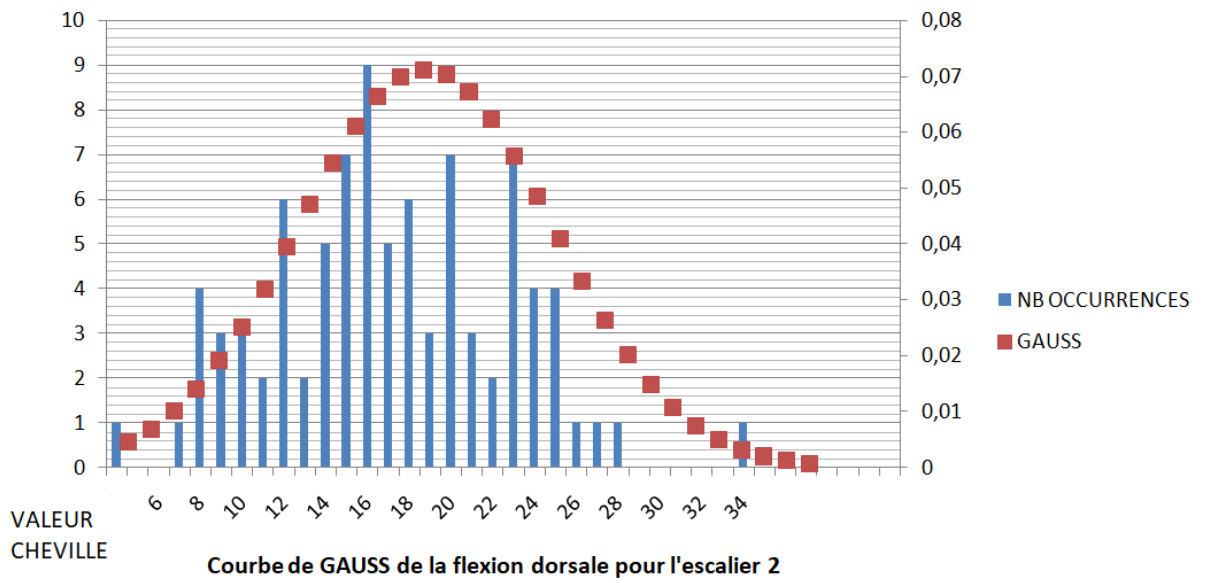
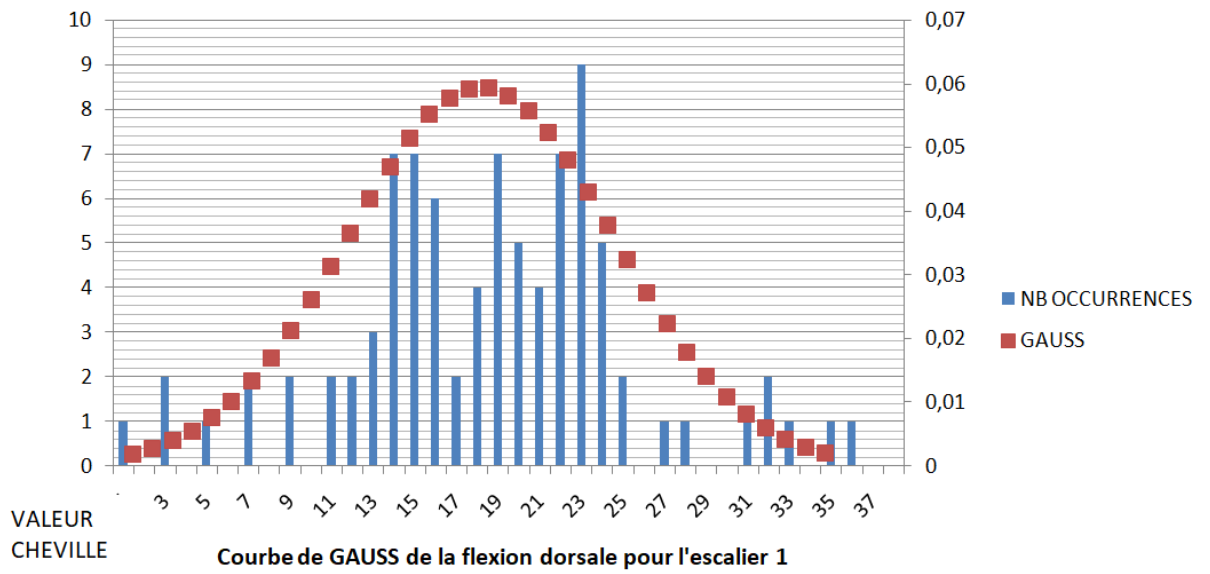
Pour participer à cette étude il vous faut avoir rempli la feuille de consentement ci-jointe (en deux exemplaires) et dûment signé. Dans l'idéal, veuillez venir ou vous munir d'un short et t-shirt afin que nous puissions réaliser les mesures au mieux.

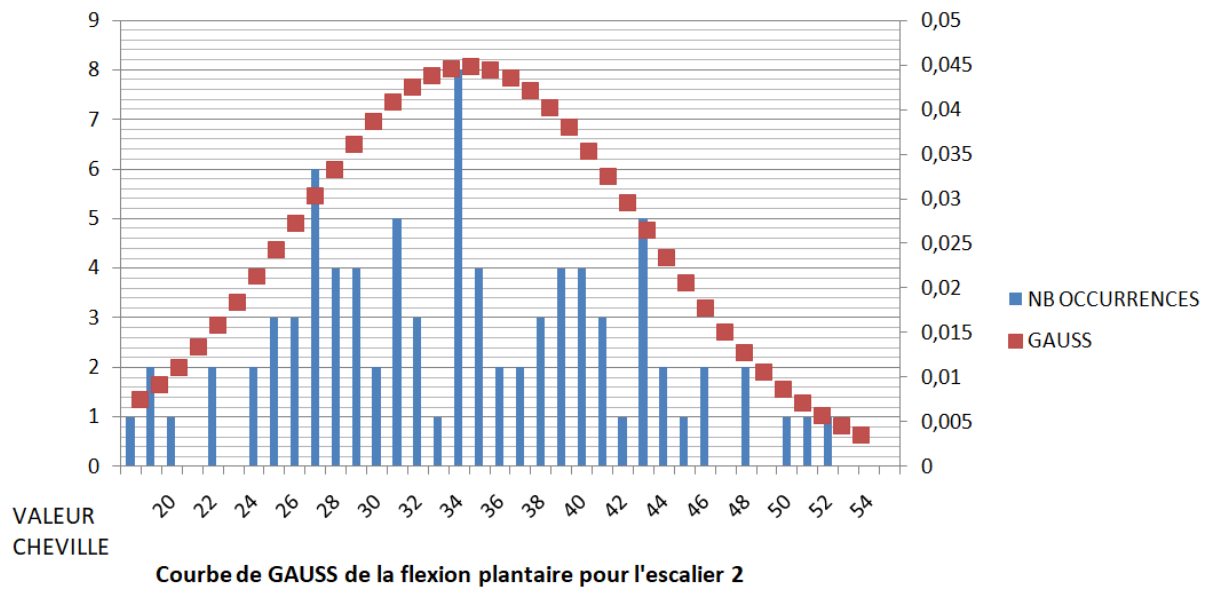
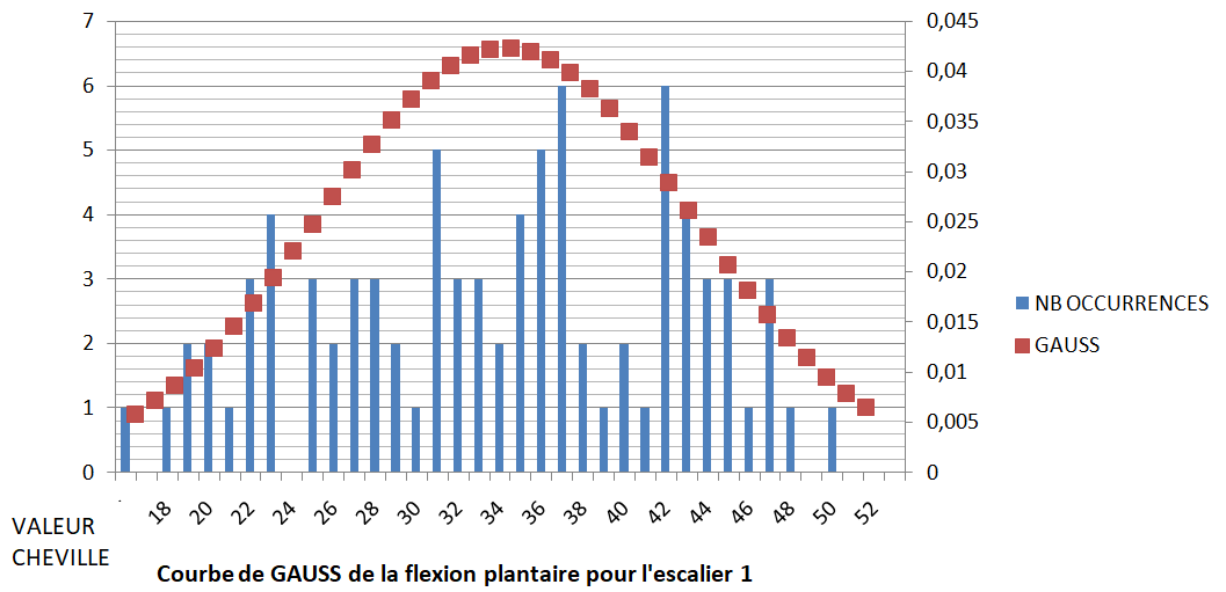
Si vous avez des questions avant/après l'étude vous pouvez me joindre par téléphone au 06 73 55 62 31 ou par mail (elise.hentzgen@orange.fr).

Merci par avance d'avoir choisi de participer à cette étude.

ANNEXE IV : COURBES DE GAUSS

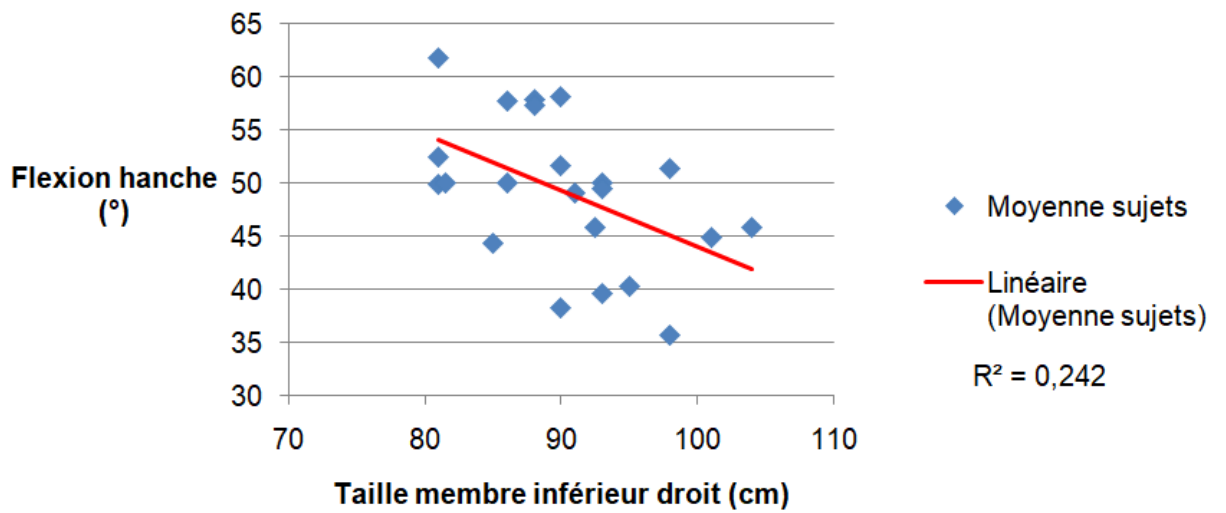






ANNEXE V : GRAPHIQUE FLEXION DE HANCHE EN FONCTION DE LA TAILLE DU MEMBRE INFERIEUR DROIT

Flexion de hanche par rapport à la taille du membre inférieur droit (cm)



QUELLES SONT LES AMPLITUDES DE FLEXION DU MEMBRE INFÉRIEUR NÉCESSAIRES A LA MONTEE DES MARCHES ? INITIATION A LA RECHERCHE CLINIQUE

Monter les escaliers est un geste de la vie courante. Ce geste anodin peut devenir complexe au niveau des membres inférieurs. De nombreuses études ont montré cet impact, nous avons voulu connaître quelle est la flexion maximum nécessaire des membres inférieurs pour monter des escaliers. Nous avons réalisé une étude sur 22 participants, 11 hommes et 11 femmes âgés de 18 à 26 ans. Les 22 participants ont dû utiliser deux escaliers de dimensions différentes ; un de 20x25cm correspondant à des dimensions utilisées dans des études similaires. Le deuxième escalier était aux normes françaises, de dimensions 17x28cm. La prise de mesure a été effectuée avec deux caméras et les données ont ensuite été traitées avec le logiciel Kinovéa®. Les résultats ont montré une différence significative entre les deux escaliers pour la flexion de hanche, de genou et la flexion dorsale de cheville. L'escalier de 20x25cm nécessite une flexion plus importante quel que soit le membre étudié. Les résultats pour la flexion plantaire de cheville ne sont en revanche pas représentatifs. Dans le cycle moyen de montée de l'escalier 17x28cm, il existe un maximum de flexion plantaire, puis de flexion de genou de 90°, puis un maximum de flexion de hanche de 45°, en fin de cycle existe un maximum de 20° de flexion dorsale. Une différence significative entre les hommes et les femmes est également présente, ces dernières présentent plus de flexion que les hommes. Des différences notables de plusieurs degrés se retrouvent par rapport à la littérature, certainement liées à la précision des mesures. Pour approfondir, il faudrait savoir comment les différentes articulations interagissent entre elles. Si la flexion est diminuée sur une des articulations du membre inférieur comment les compensations s'établissent-elles? Est-ce en augmentant la flexion des autres articulations, et dans ce cas, de combien et dans quelle(s) articulation(s)?

Mots clefs : amplitude, flexion, membre inférieur, montée d'escaliers, sujets sains

Stair ascent is an act of everyday life. This harmless act can become difficult impacting the lower limbs. Many studies have already demonstrated this impact and we wanted to research the maximum flexion needed on the lower limbs to ascent stairs. The study was conducted on 22 subjects, 11 men and 11 women, aged between 18 and 26. All the subjects had to use two sets of stairs of different sizes: the first one was 20x25cm, corresponding to a size that have already been used in similar studies; the second one was 17x28cm, corresponding to French standards. The measurements were made with two cameras and the data have been processed with the software Kinovéa®. The results have shown a significant difference between the two staircases for the hip flexion, the knee flexion and the dorsal flexion on the ankle. The 20x25cm staircase needs more bending, whatever limb is used. On the other hand, the results for the plantar ankle flexion are not representative. In the average cycle of the 17x28cm stairs ascent, we find at first a maximum of plantar flexion, then of knee flexion 90°, followed by a maximum of hip flexion 45°, the end of cycle with the flexion dorsal of 20°. We find a significant difference between men and women; the latter present more flexion than the men. Notable differences of few degrees can be found with the literature, certainly related to the accuracy of the measurements. To lead this research further, we should study more specifically the interaction between the different joints of the lower limb. If the flexion is decreased on one of the lower limb joint, how would the others limbs compensate? Would it increase the flexion of the others articulations? And in that case, to how many degrees and in which joints?

Keys words : range of motion, flexion, lower limbs, stairs ascent, healthy subjects