

DÉTERMINATION DE L'ÂGE À PARTIR DUQUEL
L'AMÉLIORATION DE L'HABILETÉ À RÉTABLIR
L'ÉQUILIBRE DEVIENT NÉCESSAIRE AFIN DE PRÉVENIR LES
CHUTES CHEZ LES PERSONNES VIEILLISSANTES

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie mécanique

Evelyne CARBONNEAU

Jury : Cécile SMEESTERS (directrice)
Réjean FONTAINE
Hélène CORRIVEAU



Library and Archives
Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-91699-5

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-91699-5

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

RÉSUMÉ

Le vieillissement de la population crée une augmentation des gens en perte d'autonomie et entraîne un accroissement des cas de chute qui ont des conséquences graves. En effet, au Canada, les chutes sont au deuxième rang des décès (25%) après les accidents de voiture, mais sont au premier rang des hospitalisations (58%), des visites à l'urgence (30%) et des incapacités permanentes (53%) pour les blessures non intentionnelles. Cela entraîne des coûts importants pour le système de santé canadien, soit 6.2 milliards de dollars en 2004. La solution réside donc dans la prévention des chutes, mais il n'existe pas de ligne directrice pour savoir à partir de quand il faudrait penser à améliorer l'habileté à rétablir l'équilibre. De plus, la direction dans laquelle la personne chute est importante, le côté augmentant le risque de fracture de la hanche de 3 à 5 fois. Malheureusement, aucune étude n'a examiné l'effet de l'âge et de la direction de la perte d'équilibre à la limite du possible dans la population âgée entre 33 et 61 ans.

C'est pourquoi l'angle d'inclinaison maximal duquel 20 jeunes (25-44 ans), 16 mi-âgés (45-64 ans) et 16 âgés (65-85 ans) en santé ont pu tout de même rétablir leur équilibre avec un seul pas, après avoir été soudainement relâchés d'une inclinaison initiale vers l'avant, le côté et l'arrière a été déterminé. Les résultats ont démontré que les angles d'inclinaison maximum pour les jeunes étaient 23% plus grands que pour les mi-âgés et 48% plus grands que pour les âgés, tandis que les mi-âgés sont 33% plus grands que les âgés. Les angles d'inclinaison maximum pour l'avant étaient 23% plus grands que pour le côté et 22% plus grands que pour l'arrière. Ces déclinés avec l'âge et la direction semblaient dus à une diminution des capacités reliés à l'initiation, à l'exécution et à la géométrie de la réponse. Finalement, des régressions exponentielles ont démontré que les âges critiques où l'habileté à rétablir l'équilibre et éviter une chute diminue significativement étaient de 51.0, 60.6 et 69.9 ans pour l'avant, le côté et l'arrière respectivement. Donc, il a été démontré que l'âge affecte l'habileté à rétablir l'équilibre 10 ans plus tôt que le taux de chutes. Cela concorde avec les données provenant d'habiletés cliniques reconnues telles que l'équilibre debout unipodal et le *trail making test A*. Les études futures devraient donc non seulement inclure des adultes âgés de plus de 65 ans, mais aussi des adultes mi-âgés de moins de 65 ans. De plus, les âges critiques identifiés dans cette étude pourraient justifier un dépistage plus hâtif des adultes vieillissants afin de prévenir des chutes futures.

Après l'acquisition des données, soit lors du traitement de signal, la détermination de la fréquence de coupure devient cruciale puisqu'elle peut distordre le signal, altérer les données et mener à de fausses conclusions. Malheureusement, la littérature sur le traitement de signal et les articles parus sur le sujet sont difficilement accessibles pour la plupart des biomécaniciens. Par conséquent, une procédure conviviale, visuelle et intuitive pour déterminer la fréquence de coupure de signaux biomécaniques est proposée. Cet algorithme utilise d'abord la densité spectrale de puissance et l'analyse résiduelle pour choisir une fréquence de coupure appropriée, puis évalue l'effet de ces fréquences de coupure sur un ensemble de données réelles, soit les données de l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre présentée précédemment. Il est espéré que cette approche pratique améliore la compréhension du traitement de signal dans le domaine de la biomécanique et par conséquent, améliore les données présentées.

MOTS CLEFS : chute, équilibre, vieillissement, direction, perturbation posturale, fréquence de coupure, analyse résiduelle, densité spectrale de puissance

REMERCIEMENTS

Plusieurs personnes ont grandement contribué au succès de ce projet de mémoire autant d'un point de vue professionnel que personnel. D'abord, un merci spécial à ma directrice de recherche, la professeure Cécile Smeesters, pour son savoir débordant, sa patience incroyable et sa curiosité contagieuse qui m'ont permis de mener à terme mon projet. J'aimerais également la remercier pour tous ses conseils judicieux, sa compréhension et sa bonne humeur, mais surtout pour sa disponibilité, parfois allant jusqu'aux petites heures du matin... Un merci également au professeur Réjean Fontaine pour ses précieuses explications et son support qui ont su enrichir grandement ce projet.

J'aimerais aussi démontrer ma gratitude à tous les membres du Centre de recherche sur le vieillissement, particulièrement à Mathieu Hamel, qui, grâce à son aura magique m'a sauvé à maintes reprises de situations frustrantes tout en me faisant rire. Sans oublier ma collègue Geneviève Schoeb qui a ensoleillé plusieurs de mes journées avec son sourire radieux et qui, avec sa polyvalence légendaire, m'a beaucoup aidé dans plusieurs aspects de ce projet. Merci aussi à Valérie Demers pour son soutien dans un des moments les plus critiques à la réussite de ce projet.

Je tiens également à remercier ma famille qui a toujours été derrière moi. Merci à Suzie, le rayon de soleil source de motivation, qui avec son oreille attentive a su apaiser bien des situations. Merci à Marie, la battante, qui m'a transmise sa détermination et merci à Valérie pour sa joie de vivre.

Finalement, un merci particulier à mon mari, Simon Hamel, qui m'a épaulé depuis toujours non seulement dans ce projet de maîtrise, mais aussi dans mes autres projets menés simultanément. Il a vu en moi une force que je ne me soupçonnais pas. Grâce à son soutien, il a su me transmettre le désir de me surpasser même dans les moments difficiles. Merci d'avoir cru en moi et d'avoir illuminé mes journées et ma vie!

Sans chacun de vous, je n'y serai jamais arrivé.

Merci !

TABLE DES MATIÈRES

| | | |
|-------|---|----|
| 1 | Introduction..... | 1 |
| 1.1 | Rétablissement de l'équilibre..... | 3 |
| 1.1.1 | Les chutes..... | 3 |
| 1.1.2 | Facteurs intrinsèques..... | 4 |
| 1.1.3 | Effet du vieillissement..... | 5 |
| 1.1.4 | Facteurs extrinsèques..... | 10 |
| 1.1.5 | Méthodes expérimentales pour étudier les chutes..... | 10 |
| 1.1.6 | Tour inclinée..... | 13 |
| 1.1.7 | Résultats de la tour inclinée..... | 16 |
| 1.1.8 | Problématique et objectifs reliés au rétablissement de l'équilibre..... | 20 |
| 1.2 | Traitement de signal..... | 21 |
| 1.2.1 | Caractérisation pour une analyse du mouvement..... | 21 |
| 1.2.2 | Problématique et objectifs reliés à la fréquence de coupure..... | 28 |
| 1.3 | Liste des références..... | 31 |
| 2 | Article sur la limite du rétablissement de l'équilibre..... | 36 |
| 2.1 | Avant-propos..... | 36 |
| 2.2 | Article sous sa forme manuscrite..... | 39 |
| 2.2.1 | Abstract..... | 40 |
| 2.2.2 | Introduction..... | 41 |
| 2.2.3 | Methods..... | 42 |
| 2.2.4 | Results..... | 50 |
| 2.2.5 | Discussion..... | 55 |
| 2.2.6 | References..... | 58 |
| 2.3 | Post-propos..... | 60 |
| 2.3.1 | Sommaire et discussion..... | 60 |
| 2.3.2 | Recommandations..... | 63 |
| 3 | Article sur la détermination de la fréquence de coupure appropriée..... | 66 |

| | | |
|-------|---|-----|
| 3.1 | Avant-propos..... | 66 |
| 3.2 | Article sous sa forme manuscrite | 68 |
| 3.2.1 | Abstract..... | 69 |
| 3.2.2 | Introduction | 70 |
| 3.2.3 | Methods | 74 |
| 3.2.4 | Results | 79 |
| 3.2.5 | Discussion..... | 84 |
| 3.2.6 | References | 93 |
| 3.3 | Post-propos..... | 94 |
| 3.3.1 | Résultats et discussion..... | 94 |
| 3.3.2 | Recommandations | 96 |
| 4 | Conclusion | 100 |
| 4.1 | Sommaires et contributions..... | 100 |
| 4.1.1 | Effets de l'âge et de la direction d'inclinaison sur la limite du rétablissement de l'équilibre | 100 |
| 4.1.2 | La détermination de la fréquence de coupure appropriée | 101 |
| 4.2 | Travaux futurs | 101 |
| 4.3 | Liste des références..... | 103 |

Annexe A Dépliant et formulaire de consentement

Annexe B Guide de l'évaluateur

Annexe C Anamnèse

Annexe D Q-AAP et X-AAP

Annexe E Ajouts au Q-AAP

Annexe F Formulaire d'évaluation clinique (incluant le 3MS et le Dallas)

Annexe G Configuration expérimentale

Annexe H Procédure expérimentale

Annexe I Vérification expérimentale

Annexe J Cellule de charge à un degré de liberté

Annexe K Codes Matlab

LISTE DES FIGURES

- Figure 1.1 Effectif de la population en millions d'habitants selon le groupe d'âge pour le Québec entre 2006 et 2056. Graphique reproduit de [Gouvernement du Québec, 2009].. 1
- Figure 1.2 a) Représentations graphiques du nombre de décès et b) du nombre d'hospitalisations pour toutes les blessures non intentionnelles au Canada en 2004. Les chutes se retrouvent au 2^e rang des décès et au 1^{er} rang pour les hospitalisations [Sauve-qui-pense, 2009]..... 2
- Figure 1.3 Coût total selon les blessures non intentionnelles au Canada en 2004. Les chutes se retrouvent au premier rang des coûts tandis que les accidents de voitures sont au deuxième rang [Sauve-qui-pense, 2009]..... 3
- Figure 1.4 Temps de vibration (secondes) ressenti par un sujet selon son groupe d'âge et selon son sexe. Données obtenues par [de Michele *et al.*, 1991]. 6
- Figure 1.5 Résultat (en %) du mini-test du statut mental modifié (3MS) pour le 25^e percentile de la population en fonction du groupe d'âge (années) et du niveau de scolarité de la personne (en années dans la légende à droite). Données provenant de [Bassuk et Murphy, 2003]. 7
- Figure 1.6 Temps pris pour compléter les tests du trail making A et B selon le groupe d'âge (années) et le niveau d'éducation (années). Graphique adapté de [Tombaugh, 2004]. 8
- Figure 1.7 Temps moyen (en secondes) qu'une personne peut se tenir debout sur une jambe en fonction de son groupe d'âge (années) et selon si ses yeux sont ouverts (ronds) ou fermés (carrés). Données obtenues de [Bohannon *et al.*, 1984]. 9
- Figure 1.8 Taux par 100 000 blessures non intentionnelles, comprenant les fatales et non fatales, dues aux chutes en 2009 aux États-Unis en fonction du groupe d'âge [Center for Disease Control and Prevention et National Center for Injury Prevention and Control, 2009]. 10
- Figure 1.9 Schéma de l'installation d'un participant lors de l'inclinaison vers l'avant dans l'expérience de la tour inclinée (Traduit de [Cyr et Smeesters, 2009a]). 13
- Figure 1.10 Photos d'inclinaisons pour différentes directions et différents groupes d'âge. 14
- Figure 1.11 Spectre en puissance normalisé du moment angulaire (flexion et extension) du coude (en rad²) en fonction de la fréquence (Hz). Les différentes parties d'un filtre, représenté par une fonction de transfert, ainsi que son action sur un signal mesuré sont illustrées. Traduit de [Giakas, 2004]. 24
- Figure 1.12 Représentation d'un graphique de la densité spectrale de puissance en fonction de la fréquence et de la fréquence de coupure (f_{cDSP}) associée. Puisque du contenu

| | |
|---|----|
| fréquentiel se retrouve vers la droite, la fréquence de coupure devient surestimée. Figure reproduite de [Smeesters, 2009]. | 26 |
| Figure 1.13 Démonstration de la méthode de l'analyse résiduelle à l'aide du graphique du résiduel en fonction de la fréquence de coupure, la fréquence de coupure « idéale » étant f_{CAR} [Smeesters, 2009]. | 27 |
| Figure 2.1 Time history of the force on the lean cable and vertical ground reaction forces..... | 44 |
| Figure 2.2 At the maximum lean angles, sagittal (forward and backward leans) and frontal (sideways leans) plane views..... | 46 |
| Figure 2.3 At the maximum lean angles, sagittal (forward and backward leans) and frontal (sideways leans) plane views of the marker position data for a younger, a middle-aged and an older adult..... | 48 |
| Figure 2.4 The maximum lean angles decreased with age ($p < 0.001$) for each of the 3 lean directions (mean \pm standard deviation)..... | 52 |
| Figure 2.5 Exponential regression curves (thick solid line) of the maximum forward, sideways and backward lean angles versus age | 54 |
| Figure 3.1 The power spectrum density (PSD) as a function of the frequency from 0 to $f_s/2$.. | 72 |
| Figure 3.2 The root mean square (RMS) difference between the filtered and unfiltered signals (residual, thick full line) as a function of cutoff frequencies from 0 to $f_s/2$ (Nyquist frequency) for a typical vertical ground reaction force under the stepping foot prior to liftoff..... | 73 |
| Figure 3.3 Flow chart of the proposed algorithm to determine appropriate cutoff frequencies using both power spectrum density (PSD, left) and residual analysis (RA, right) | 77 |
| Figure 3.4 A typical vertical ground reaction force under the stepping foot after touchdown (top) with the associated power spectrum density (PSD, middle) and residual analysis (RA, bottom)..... | 81 |
| Figure 3.5 Typical time history of the vertical ground reaction force under the stepping foot prior to liftoff (LO) and after touchdown (TD) at the maximum forward lean angle. | 83 |
| Figure 3.6 Photo de la tour inclinée comprenant la cellule de charge et le déclencheur qui permet de relâcher soudainement les participants de leur position d'inclinaison initiale | 97 |
| Figure 3.7 Agrandissement de la partie contenant la cellule de charge et le déclencheur sur la structure de la tour inclinée..... | 98 |

LISTE DES TABLEAUX

| | |
|---|----|
| Tableau 1.1 Résultat des tests d'impact selon l'appareil de mesure | 23 |
| Tableau 2.1 Effects of age and lean direction on kinematic variables at the maximum lean angles (mean \pm standard deviation) | 51 |
| Tableau 2.2 Différence d'âge et des angles maximaux d'inclinaison des participants qui ont participé à l'étude de Telonio et Smeesters et à l'étude de ce présent projet de mémoire | 62 |
| Tableau 3.1 : Effects of frequency analysis method and force platform on cutoff frequencies | 80 |
| Tableau 3.2 : Effect of cutoff frequencies on the performance measures at the maximum lean angle | 82 |
| Tableau 3.3 Effet de la fréquence de coupure de 40 Hz, 55 Hz et 75 Hz sur les mesures de performance (moyenne \pm écart type) | 95 |
| Tableau 3.4 Effet de la fréquence de coupure de 55 Hz et 75 Hz sur les mesures de performance (moyenne \pm écart type) | 96 |

1 INTRODUCTION

Les pays industrialisés vivent en ce moment un vieillissement croissant de la population, et le Québec n'y fait pas exception [Gouvernement du Québec, 2009]. L'augmentation de la population âgée, soit celle de 65 ans et plus, crée une modification importante de la démographie et par conséquent une hausse du nombre de gens en perte d'autonomie. En 2006, ce groupe d'âge représentait 14% de la population, mais leur poids démographique s'élèvera à 28% d'ici 2056, représentant 2.5 millions de personnes. Dès 2022, les personnes âgées deviendront plus nombreuses que les personnes de 20 ans et moins (Figure 1.1).

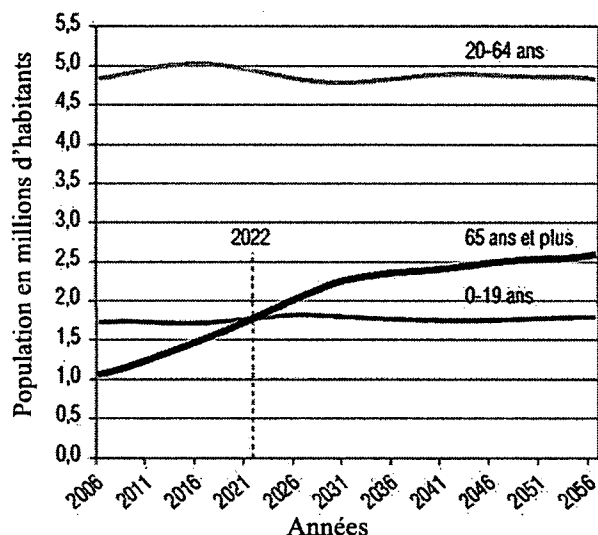


Figure 1.1 Effectif de la population en millions d'habitants selon le groupe d'âge pour le Québec entre 2006 et 2056. Graphique reproduit de [Gouvernement du Québec, 2009].

De surcroît, dans le groupe des personnes âgées, le nombre d'individus de 85 ans et plus augmentera de 21%, totalisant 1.2 millions de personnes. Ce déplacement de la démographie entraînera un accroissement des cas de chute comportant des conséquences graves.

Au Canada, les chutes se trouvent au deuxième rang des causes de décès (25%) après les accidents de voiture, mais se situent au premier rang des causes d'hospitalisations (58%), des visites à l'urgence (30%) et des incapacités permanentes (53%), pour les blessures non intentionnelles (Figure 1.2) [Sauve-qui-pense, 2009].

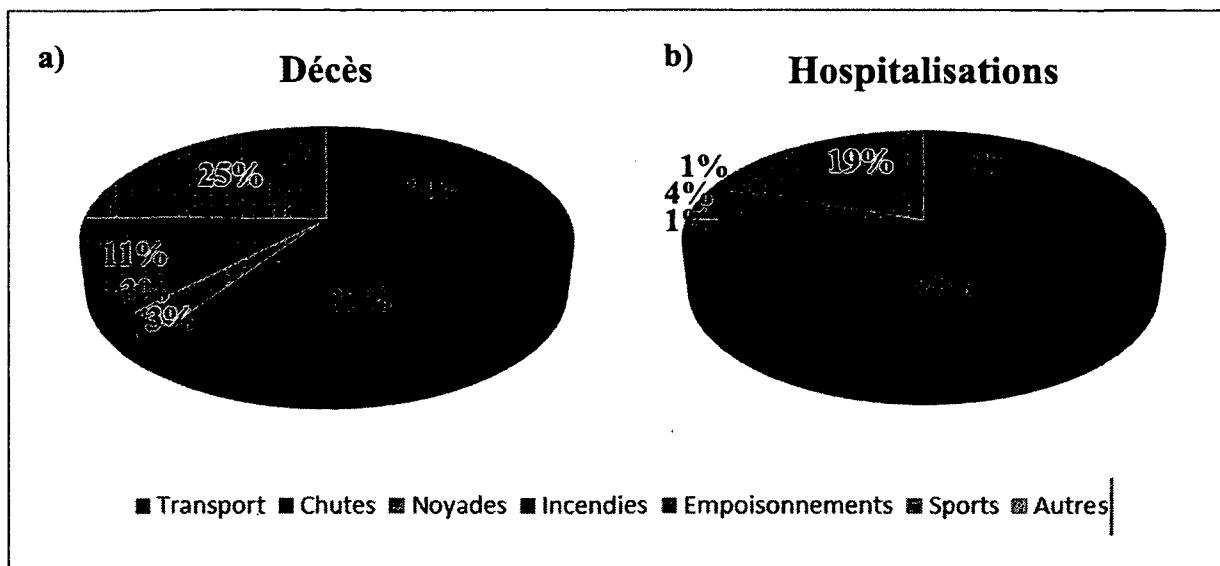


Figure 1.2 a) Représentations graphiques du nombre de décès et b) du nombre d'hospitalisations pour toutes les blessures non intentionnelles au Canada en 2004. Les chutes se retrouvent au 2^e rang des décès et au 1^{er} rang pour les hospitalisations [Sauve-qui-pense, 2009].

Les incapacités permanentes entraînent une diminution significative de la qualité de vie des personnes âgées, parfois allant même jusqu'à la perte du goût de la vie [Wiktorowicz *et al.*, 2001]. La blessure la plus grave est la fracture de la hanche. En fait, seulement 59% des personnes âgées autonomes vont demeurer autonomes dans l'année suivant une fracture de la hanche et 18% d'entre eux vont décéder dans les six prochains mois. De plus, la direction dans laquelle la personne chute est importante, la chute de côté augmentant le risque de fracture de la hanche de 3 à 5 fois [Greenspan *et al.*, 1998; Schwartz *et al.*, 1998].

Finalement, les chutes constituent la principale dépense associée aux blessures non intentionnelles au Canada ce qui représente 6.2 milliards de dollars en 2004 (Figure 1.3) [Sauve-qui-pense, 2009].

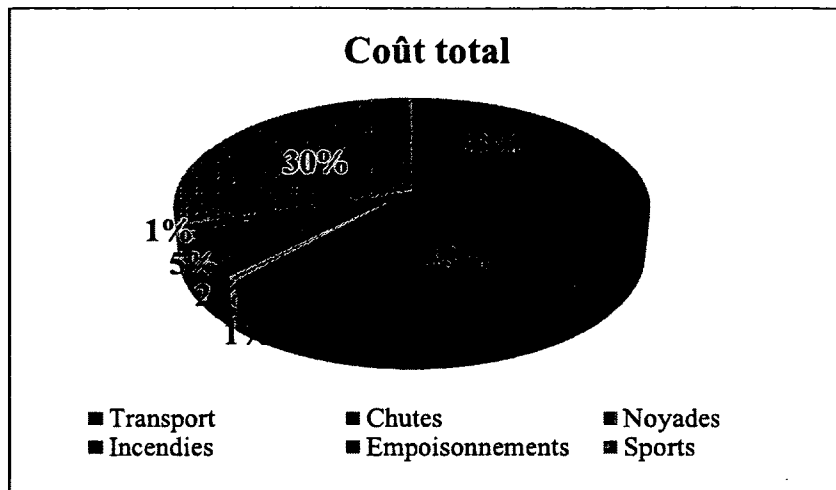


Figure 1.3 Coût total selon les blessures non intentionnelles au Canada en 2004. Les chutes se retrouvent au premier rang des coûts tandis que les accidents de voitures sont au deuxième rang [Sauve-qui-pense, 2009].

Considérant l'accroissement de la population âgée, le coût associé aux chutes va continuer à augmenter. La solution réside donc dans la prévention des chutes. Il n'existe toutefois pas de ligne directrice pour déterminer à partir de quand il faudrait penser à améliorer l'habileté à rétablir l'équilibre.

1.1 Rétablissement de l'équilibre

1.1.1 Les chutes

D'abord, il faut clarifier la différence entre une perturbation posturale et une chute. Une perturbation posturale consiste en un déplacement plus ou moins important du centre de masse d'une personne par rapport à sa base de support délimité par la position de ces pieds, ce qui peut la placer en position de déséquilibre [King *et al.*, 2005]. Afin de rétablir son équilibre, une personne doit ajuster rapidement son centre de masse à l'intérieur de sa base de support. Pour y parvenir, les gens vont adopter différentes stratégies selon l'amplitude de la perturbation. Pour rétablir leur équilibre à la suite de perturbations plutôt petites, les gens vont vaciller ou bouger leurs bras. Par contre, lorsque l'amplitude de la perturbation augmente, les gens vont en général opter de faire un pas. Lorsque la perturbation posturale devient tellement importante que le rétablissement de l'équilibre n'est plus possible, une chute se produit.

Jusqu'à maintenant, la plupart des études se sont concentrées sur l'analyse de la biomécanique du rétablissement de l'équilibre à de petites ou de moyennes perturbations, sans toutefois aller jusqu'à la limite du possible, soit où une chute est inévitable (l'auteur le plus prolifique dans ce domaine étant Maki [1996]). En fait, moins de dix études ont quantifié le rétablissement de l'équilibre à la limite du possible et ont comparé leurs données entre les jeunes et les personnes âgées sur des groupes de participants indépendants [Pijnappels *et al.*, 2005b; Madigan, 2006; Hsiao-Weckslar et Robinovitch, 2007; Cyr et Smeesters, 2009b; Telonio et Smeesters, 2007; Moglo et Smeesters, 2006; Wojcik *et al.*, 2001].

Puisque la définition de la chute implique un échec du rétablissement de l'équilibre, il devient primordial, pour l'étudier, d'aller jusqu'à cette limite. Par analogie, si un marathonien s'entraîne seulement sur de courtes distances en vue d'un marathon, sa préparation sera inadéquate. Probablement que la journée de la longue course, il ne la finira pas. De la même façon, si le rétablissement de l'équilibre jusqu'à ce que la chute ne soit plus évitable n'est pas étudié, les capacités maximales des gens à rétablir leur équilibre en situation de chute ne sont pas évaluées.

Chez les personnes âgées, comprendre tous les mécanismes complexes qui contrôlent le mouvement de pas pour rétablir l'équilibre représente un défi. Par conséquent, il devient intéressant de comparer les données de rétablissement de l'équilibre des personnes âgées (60 ans et plus) à celles de jeunes adultes (18 à 34 ans), qui servent de groupe « contrôle ». De cette façon, il devient possible de découvrir pourquoi certaines personnes âgées réussissent à rétablir leur équilibre alors que d'autres échouent à l'aide de mesures de performances quantifiables s'imbriquant dans une démarche scientifique rigoureuse. Mais, pour ce faire, il faut d'abord comprendre l'effet du vieillissement sur les différents systèmes du corps humain et son implication du point de vue clinique.

1.1.2 Facteurs intrinsèques

Même si les facteurs extrinsèques jouent un rôle dans les chutes, la majorité des chutes sont causées par des facteurs intrinsèques, et sont donc reliés directement à l'individu et à son vieillissement [American Geriatrics Society *et al.*, 2001]. Certains facteurs tels que les

pathologies peuvent également provoquer des chutes. Par contre, dans le cadre du présent mémoire, le sujet de l'étude se concentre sur le vieillissement.

1.1.3 Effet du vieillissement

Le vieillissement constitue un processus lent, progressif et inévitable qui modifie les fonctions des différents systèmes du corps humain à divers degrés. D'un point de vue clinique, ces fonctions sont évaluées par des habiletés mesurables et quantifiables. Dans un contexte de chute, les catégories pertinentes deviennent les habiletés perceptuo-sensorielles, les habiletés cognitives et les habiletés sensori-motrices. Ces dernières seront détaillées ci-dessous.

Habiletés perceptuo-sensorielles

Les habiletés perceptuo-sensorielles rassemblent les mesures qui évaluent la capacité d'une personne à identifier, organiser et interpréter les informations provenant de ses systèmes sensoriels. Les systèmes visuel, vestibulaire, auditif, sensoriel et proprioceptif constituent des exemples. Ces habiletés peuvent donc influencer la vitesse d'initiation de la réponse, en occurrence le pas, en situation de chute. Par exemple, le test de sensibilité à la vibration à l'aide d'un diapason permet de mesurer la sensibilité distale [Hilz *et al.*, 1998; de Michele *et al.*, 1991]. La figure 1.4 représente le temps en secondes qu'une personne perçoit la vibration du diapason posé sur la malléole latérale en fonction du groupe d'âge [de Michele *et al.*, 1991]. Dans ce cas, le vieillissement diminue la sensibilité distale de façon linéaire. Une diminution des habiletés perceptuo-sensorielles peuvent donc mener à une diminution des capacités à rétablir l'équilibre.

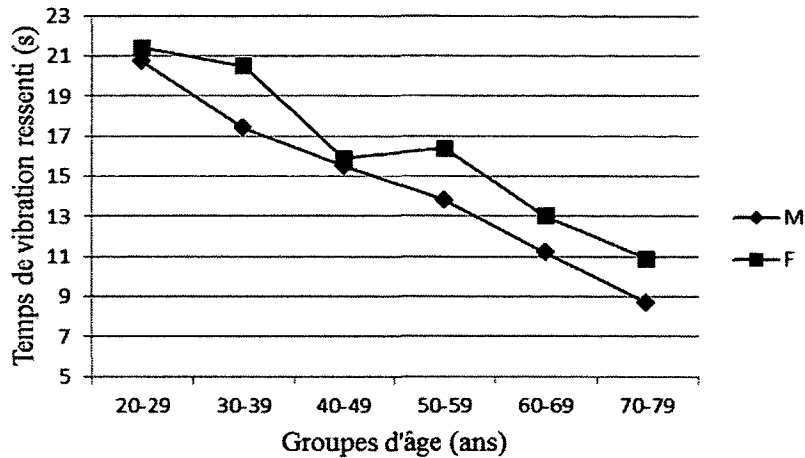


Figure 1.4 Temps de vibration (secondes) ressenti par un sujet selon son groupe d'âge et selon son sexe. Données obtenues par [de Michele *et al.*, 1991].

Habilités cognitives

Les habiletés cognitives réunissent les différentes fonctions simples ou complexes accomplies par le cerveau, telles que la mémoire, l'orientation, l'attention, le calcul, le langage et les praxies de construction. Dans une situation de chute, ces habiletés permettent de choisir la meilleure stratégie de rétablissement de l'équilibre le plus rapidement possible.

Le mini-test du statut mental modifié (*Modified mini-mental state* ou 3MS) permet d'évaluer rapidement ces fonctions [Desrosiers et Hébert, 1997; Hébert et Girouard, 1992; Bassuk et Murphy, 2003]. La figure 1.5 illustre d'ailleurs le score sur 100 pour le 25^e percentile selon le groupe d'âge et le niveau d'éducation de la personne. Le 25^e percentile a été choisi puisque c'est le seuil pour réussir le test et participer à l'expérience de la tour inclinée détaillée plus loin.

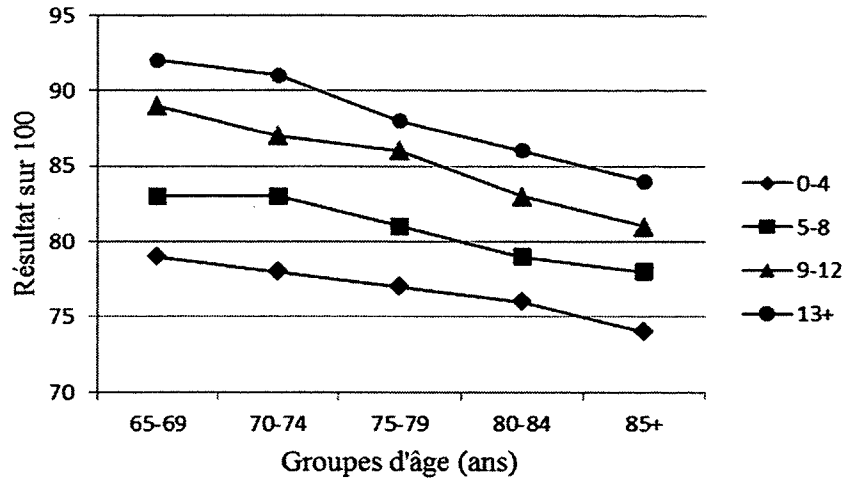


Figure 1.5 Résultat (en %) du mini-test du statut mental modifié (3MS) pour le 25^e percentile de la population en fonction du groupe d'âge (années) et du niveau de scolarité de la personne (en années dans la légende à droite). Données provenant de [Bassuk et Murphy, 2003].

Une autre évaluation des capacités cognitives correspond à celle du *trail making test*, qui consiste à relier des nombres en ordre ascendant (*trail making A*) ou des nombres et des lettres alternées en ordre ascendant (*trail making B*). Elle permet d'évaluer la recherche visuelle, la vitesse de traitement d'informations (A), la flexibilité mentale, les fonctions d'exécution et l'attention divisée (B) [Tombaugh, 2004]. La figure 1.6 présente le temps pour exécuter la tâche en secondes pour chacun des tests A et B en fonction du groupe d'âge et du niveau d'éducation. Donc, plus le test requiert du temps, plus il indique une diminution des capacités ou une lésion au lobe frontal du cerveau.

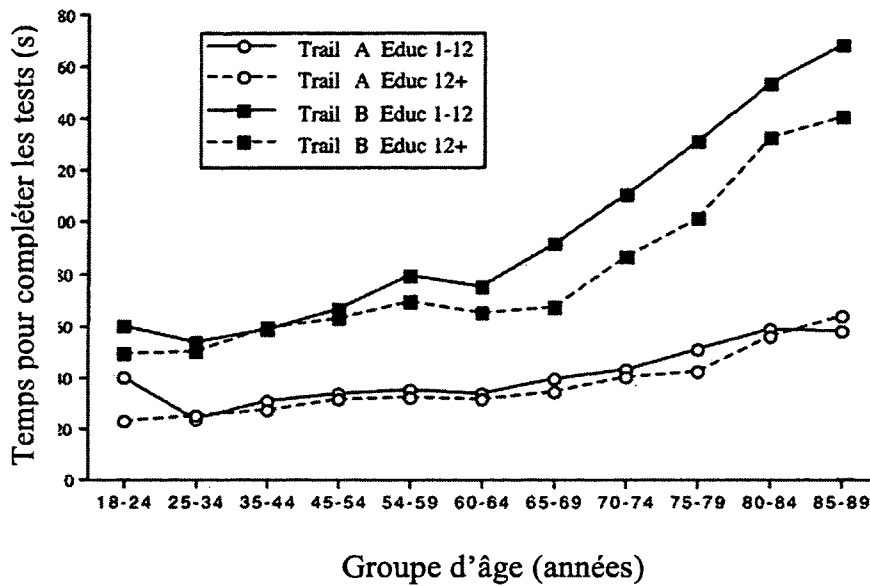


Figure 1.6 Temps pris pour compléter les tests du trail making A et B selon le groupe d'âge (années) et le niveau d'éducation (années). Graphique adapté de [Tombaugh, 2004].

Encore une fois, le vieillissement diminue les capacités cognitives de façon linéaire peu importe le niveau d'éducation. Pour le trail making B, le temps augmente quatre fois plus rapidement à partir de 60 ans, c'est-à-dire que la flexibilité mentale et l'attention divisée deviennent plus difficiles au fur et à mesure que l'âge augmente. Une diminution des capacités cognitives influence donc la capacité à rétablir l'équilibre en situation de chute.

Habiletés sensori-motrices

Les habiletés sensori-motrices regroupent les capacités reliées au système locomoteur et à la proprioception. La force musculaire, l'amplitude et la vitesse du mouvement, la coordination ainsi que l'équilibre en constituent des indicateurs. Les habiletés sensori-motrices vont affecter la vitesse d'exécution de la réponse, mais également la géométrie et la dépense énergétique reliées au rétablissement de l'équilibre. Une des mesures utilisée correspond à l'équilibre debout unipodal, donc le temps maximal qu'une personne peut se tenir en équilibre sur une jambe, soit les yeux ouverts ou fermés jusqu'à concurrence de 60 secondes [Bohannon *et al.*, 1984]. La figure 1.7 démontre le temps moyen réussi en secondes en fonction du groupe d'âge et illustre que le temps décroît rapidement à partir de 50 ans. Ce test sur l'équilibre constitue

un exemple de l'influence des habiletés sensori-motrices sur le rétablissement de l'équilibre lors d'une chute.

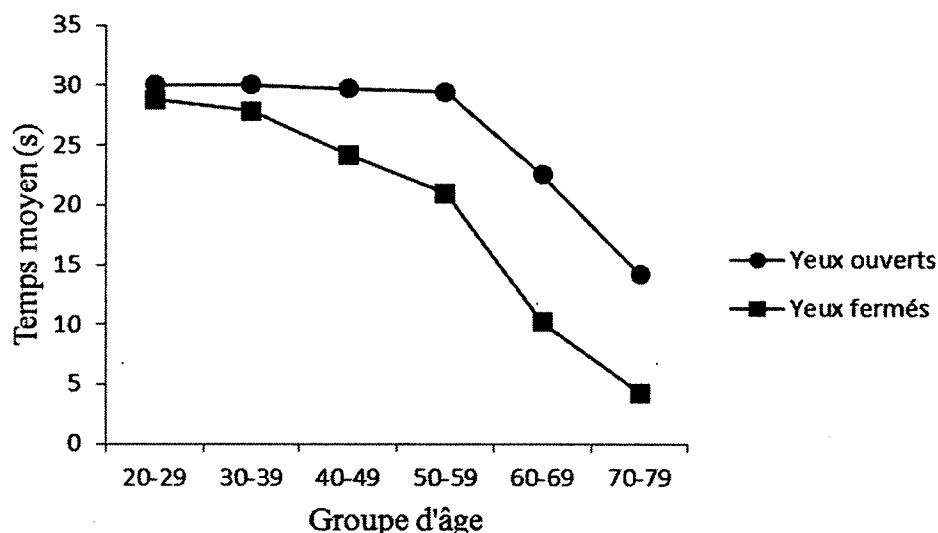


Figure 1.7 Temps moyen (en secondes) qu'une personne peut se tenir debout sur une jambe en fonction de son groupe d'âge (années) et selon si ses yeux sont ouverts (ronds) ou fermés (carrés). Données obtenues de [Bohannon *et al.*, 1984].

En résumé, le vieillissement influence plusieurs capacités fonctionnelles qui entrent en jeu lorsqu'une situation de chute se présente et qu'un rétablissement de l'équilibre devient nécessaire. De plus, il semble que plusieurs capacités commencent à décliner dès l'âge de 50 ans. Cela correspond aux données américaines où le taux par 100 000 blessures non intentionnelles fatales et non fatales dues aux chutes augmente exponentiellement avec l'âge après 50 ans [Center for Disease Control and Prevention et National Center for Injury Prevention and Control, 2007]. Selon la figure 1.8, ce taux augmente de 23% au-dessus de la valeur moyenne des jeunes adultes à partir de 60 ans et de 80% à partir de 70 ans. Par conséquent, ces âges peuvent constituer un indice que l'habileté à rétablir l'équilibre commence à décliner plus tôt que ce qui est normalement étudié, soit 65 ans. Il faut maintenant caractériser la chute et déterminer comment évaluer l'habileté à rétablir l'équilibre pour l'éviter.

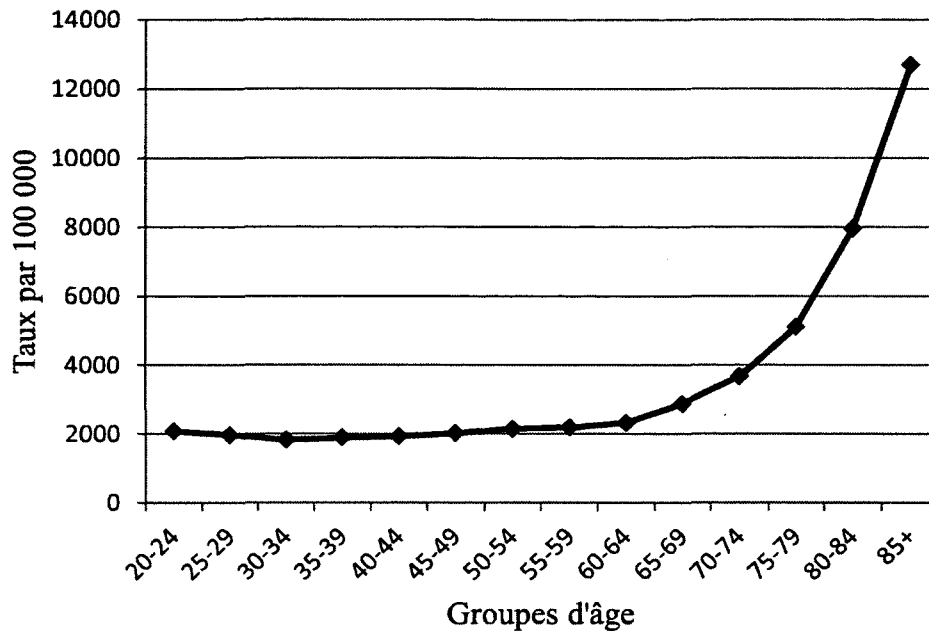


Figure 1.8 Taux par 100 000 blessures non intentionnelles, comprenant les fatales et non fatales, dues aux chutes en 2009 aux États-Unis en fonction du groupe d'âge [Center for Disease Control and Prevention et National Center for Injury Prevention and Control, 2009].

1.1.4 Facteurs extrinsèques

Tel que défini précédemment, il faut un déplacement du centre de masse à l'extérieur de sa base de support pour qu'une chute se produise. Les facteurs extrinsèques, liés à l'environnement, peuvent causer ces déplacements. Ces perturbations se recréent en laboratoire et reproduisent des trébuchements, des glissements ou des bousculades.

1.1.5 Méthodes expérimentales pour étudier les chutes

En effet, le rétablissement de l'équilibre s'étudie en recréant plusieurs perturbations posturales en laboratoire causant des chutes vers l'avant (ex : trébucher), le côté (ex : pousser) ou l'arrière (ex : glisser). Les méthodes expérimentales permettent de traduire le mouvement de chute en différentes mesures de performances mesurables et répétables tout en demeurant sécuritaire pour le participant.

Pour simuler les trébuchements, un obstacle est introduit lors de la marche [Pijnappels *et al.*, 2005b; Owings *et al.*, 2000; Pavol *et al.*, 2002; Smeesters *et al.*, 2001a]. Cette méthode est la plus réaliste, mais comporte de nombreux désavantages, dont l'effet d'imprévisibilité et la synchronisation de l'apparition de l'obstacle au bon cycle de marche du sujet. En fait, l'expérimentateur possède seulement une chance pour faire trébucher le participant. Après l'apparition de l'obstacle, le participant saura ce qui l'attend aux essais suivants et pourra éviter l'obstacle. Certains contournent le problème avec différents obstacles placés à différents endroits, mais la difficulté technique et le volume expérimental nécessaire augmentent. De plus, les trébuchements s'effectuent seulement vers l'avant et ne permettent pas d'étudier la chute dans les autres directions.

Des déséquilibres représentant une bousculade se créent en appliquant une force de tirage à la taille [Moglo et Smeesters, 2006] ou en retenant à l'aide d'une corde la cheville des participants [Smeesters *et al.*, 2001a; Smeesters *et al.*, 2001b]. Par contre, pour étudier le rétablissement de l'équilibre à la limite du possible, la grandeur des forces appliquées augmente et par conséquent augmente le risque de blessure. De plus, synchroniser le tirage au bon moment du cycle de marche devient difficile et demande un équipement sophistiqué.

Les glissements, quant à eux, se recréent en enduisant le plancher de diverses substances [Brady *et al.*, 2000; Cham et Redfern, 2001; Troy et Grabiner, 2006], mais deviennent vite salissants. Ils se simulent également par une translation du sol [Owings *et al.*, 2000; Hsiao et Robinovitch, 1998; Pavol *et al.*, 2004; Smeesters *et al.*, 2001a]. Malgré que cette méthode permette de simuler différentes directions de perturbations, l'équipement nécessaire augmente rapidement en coûts.

Finalement, des perturbations se recréent aussi par une inclinaison d'une position statique initiale, une méthode expérimentale qui se nomme la tour inclinée (*leaning tower* ou *tether release method*) [Thelen *et al.*, 2000; Wojcik *et al.*, 2001; Madigan, 2006; Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007; Telonio et Smeesters, 2007; Moglo et Smeesters, 2006; Owings *et al.*, 2000; Grabiner *et al.*, 2005; Cyr et Smeesters, 2009c].

La plus grande limite de la méthode est que contrairement à une chute réelle, les participants savent qu'ils vont tomber et qu'ils portent un harnais de sécurité [Cyr et Smeesters, 2009a; Madigan et Lloyd, 2005a]. Par contre, les participants ne savent pas après combien de temps le

relâchement de l'inclinaison initiale se produira grâce à un délai de temps aléatoire qui préserve l'effet de surprise [Cyr et Smeesters, 2009c; Telonio et Smeesters, 2007]. Le harnais de sécurité, quant à lui, demeure essentiel à la sécurité du participant en raison des larges perturbations posturales en jeu. L'établissement d'un seuil de poids repris par le harnais de 20% permet de conserver l'expérience sécuritaire sans que ce dernier n'influence les résultats de l'angle maximal du rétablissement de l'équilibre [Cyr et Smeesters, 2009a]. En outre, afin de motiver les gens à donner leur maximum lors des essais, les expérimentateurs donnent des encouragements verbaux [Hsiao-Wecksler, 2008].

Par ailleurs, puisque l'angle d'inclinaison initial augmente graduellement, un effet d'apprentissage à l'intérieur des directions se produit. L'expérience est ainsi conçue pour éviter que les participants ne fassent un angle plus grand ou égal à leur angle maximal en débutant l'expérience, ce qui pourrait les rendre craintifs et fausser les résultats. Cela permet également de limiter le nombre d'essais, donc de limiter la fatigue chez les participants. Par contre, l'ordre des directions est aléatoire.

En revanche, les limitations présentées se retrouvent également pour toutes les autres méthodes amenées à la limite du possible. Par conséquent, puisque la tour inclinée demande peu d'équipement comparativement aux translations, qu'elle se contrôle plus facilement par rapport aux trébuchements, qu'elle assure une meilleure sécurité que les glissements et qu'elle effraie moins les participants que les tirages, elle est privilégiée. Comme des participants âgés participent à l'étude, il devient impératif que ces derniers fassent confiance en l'expérience, en l'équipement et en l'expérimentateur. De plus, elle donne des résultats répétables et fiables [Cyr et Smeesters, 2009c; Cyr et Smeesters, 2007; Hsiao-Wecksler, 2008] et elle permet d'incliner dans les trois directions [Telonio et Smeesters, 2007]. Enfin, la méthode est éprouvée puisque qu'elle est utilisée dans le laboratoire depuis plusieurs années [Cyr et Smeesters, 2009c; Cyr et Smeesters, 2007; Cyr et Smeesters, 2009b; Telonio et Smeesters, 2009, 2008, 2007; Telonio *et al.*, 2008; Moglo et Smeesters, 2005, 2006].

1.1.6 Tour inclinée

Description

Utilisée pour la première fois en 1982, la méthode de la tour inclinée effectue une analyse du mouvement de la chute vers l'avant [Do *et al.*, 1982]. La méthode recrée des perturbations en inclinant des participants de différents angles, sans vitesse initiale, et en les relâchant soudainement pour observer s'ils rétablissent ou non leur équilibre (Figure 1.9). Pour ce faire, le participant se fait incliner vers l'avant à l'aide d'une ceinture pelvienne attachée à une structure fixe [Thelen *et al.*, 2000; Wojcik *et al.*, 2001; Madigan, 2006; Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007; Cyr et Smeesters, 2009c; Telonio et Smeesters, 2007; Grabiner *et al.*, 2005; Madigan et Lloyd, 2005b].

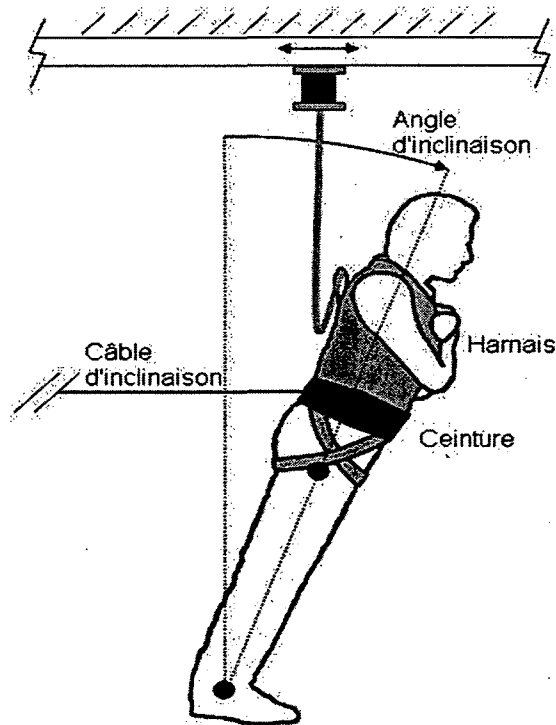


Figure 1.9 Schéma de l'installation d'un participant lors de l'inclinaison vers l'avant dans l'expérience de la tour inclinée (Traduit de [Cyr et Smeesters, 2009a]).

La tour inclinée simule également des chutes dans les autres directions, soit le côté et l'arrière en plus de l'avant [Telonio et Smeesters, 2007]. La figure 1.10 présente des photos de

différentes directions d'inclinaison à l'angle maximal selon différents groupes d'âge pour l'expérience de tour inclinée effectuée dans ce projet de maîtrise.

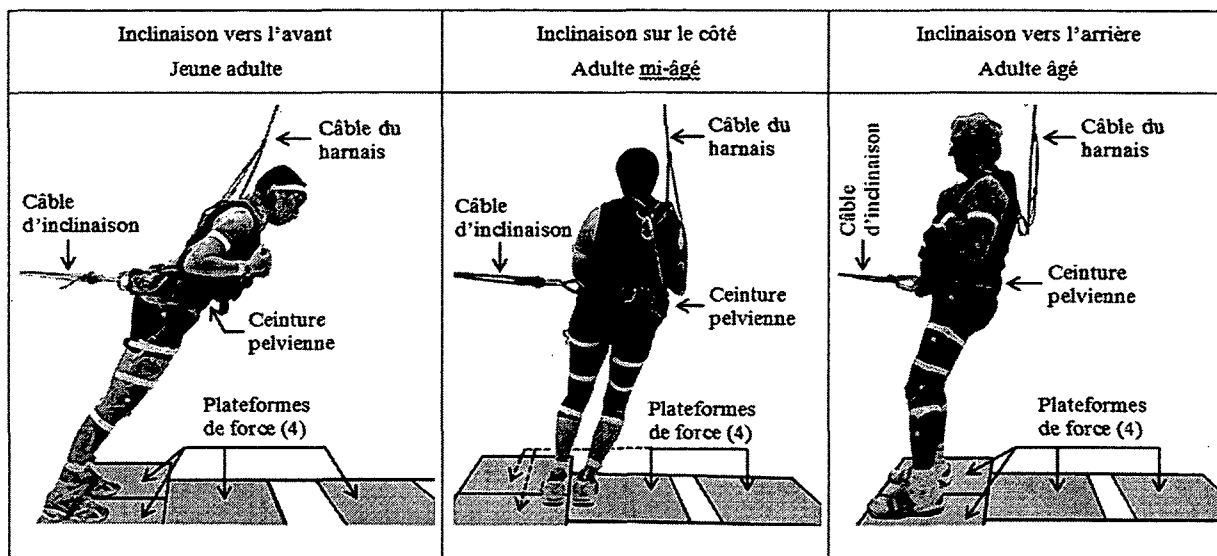


Figure 1.10 Photos d'inclinaisons pour différentes directions et différents groupes d'âge.

Pour éviter toute chute avec contact du haut du corps sur le sol, le participant porte un harnais de sécurité relié au plafond (Figure 1.9 et Figure 1.10). Le participant reçoit comme instruction de rétablir son équilibre dès qu'il aura senti qu'il l'aura perdu, puis le câble retenant le participant à la structure se relâche soudainement selon un délai aléatoire et le participant se retrouve en situation de chute. Lorsque le rétablissement de l'équilibre réussit, l'angle d'inclinaison se voit augmenté et ce jusqu'à ce que la chute devienne inévitable [Thelen *et al.*, 1997; Thelen *et al.*, 2000; Wojcik *et al.*, 1999; Wojcik *et al.*, 2001; Owings *et al.*, 2000; Grabiner *et al.*, 2005; Madigan et Lloyd, 2005b, a; Madigan, 2006; Hsiao-Weckler et Robinovitch, 2007; Cyr et Smeesters, 2007; Cyr et Smeesters, 2009c; Telonio et Smeesters, 2007; Moglo et Smeesters, 2006]. L'angle maximal réussi détermine l'habileté maximale de rétablissement de l'équilibre d'un individu. Un essai échoué se produit lorsqu'un participant requiert plus d'un pas ou lorsque plus de 20% de son poids est repris par le harnais de sécurité, à 2 reprises pour un même angle [Cyr et Smeesters, 2009a]. Tel que mentionné précédemment, les études ne se sont cependant pas toutes rendues à la limite du possible.

Mesures de performance cinétiques et cinématiques

Le mouvement de rétablissement de l'équilibre se caractérise par deux types de mesures de performance : les mesures cinétiques et cinématiques. Ces dernières s'obtiennent à l'aide de plateformes de forces et de caméras optoélectroniques. Les mesures cinétiques obtenues à l'aide de plateformes de force contiennent, par exemple, les forces et les moments développés dans les articulations, ou encore les forces et les moments du participant sur son environnement. Elles permettent de déterminer le temps de réaction (reaction time : RT), le temps de transfert du poids (weight transfer time : WTT) et le temps du pas (step time : ST).

Les mesures cinématiques obtenues à l'aide de caméras optoélectroniques incluent la position, la vitesse et l'accélération des membres. Celles-ci permettent de calculer l'angle d'inclinaison, la longueur du pas (step length : SL), la largeur du pas (step width : SW), la hauteur du pas (step height : SH) et la vitesse du pas (step velocity : SV).

Ces mesures cinétiques et cinématiques permettent également de faire des calculs de dynamique inverse pour connaître les forces et les moments à l'intérieur des articulations [Wojcik *et al.*, 2001; Cyr et Smeesters, 2007; Madigan et Lloyd, 2005a]. La mesure de l'activité musculaire par l'entremise d'un électromyogramme (EMG) peut aussi s'utiliser [Pijnappels *et al.*, 2005a; Thelen *et al.*, 2000; Cyr et Smeesters, 2009c; Telonio et Smeesters, 2008]. Ces deux dernières mesures n'étaient pas pertinentes au présent projet et n'ont donc pas été utilisées.

À la limite du possible, la variable principale étudiée consiste en l'angle maximal de rétablissement de l'équilibre et les autres mesures de performance s'expriment selon cet angle maximal.

Effet de l'angle d'inclinaison initial sur les mesures de performance

Il existe deux phases dans le rétablissement de l'équilibre : la préparation et l'exécution. La première se définit par le moment où le participant se fait relâcher de la position initiale avec un angle d'inclinaison par rapport à la verticale, jusqu'à ce que le pied effectuant le pas se soulève du sol. Le temps de réaction, indépendant de l'angle d'inclinaison, et le temps de transfert du poids, qui varie en fonction de l'angle d'inclinaison, caractérisent cette phase. Il a

été trouvé que le temps de réaction est indépendant de l'angle d'inclinaison, mais que le temps de transfert du poids varie en fonction de l'angle d'inclinaison [Hsiao-Weckslar, 2008].

La phase d'exécution, quant à elle, se définit par le moment où la surface de contact du pied qui effectue le pas se soulève du sol (nommé Liftoff ou LO) jusqu'au moment où le pied touche le sol (nommé Touchdown ou TD). Le temps du pas, la longueur du pas et la vitesse du pas, toutes dépendantes de l'angle d'inclinaison initial caractérisent cette phase. La vitesse du pas et la longueur du pas (ou l'amplitude angulaire du pas) vont augmenter lorsque l'angle augmente, tandis que le temps du pas va diminuer [Hsiao-Weckslar, 2008]. En d'autres termes lorsque l'angle d'inclinaison augmente, les gens veulent diminuer le temps et la géométrie de la phase d'exécution afin de rétablir leur équilibre efficacement.

1.1.7 Résultats de la tour inclinée

Maintenant que les mesures de performance sont établies, il devient intéressant de découvrir quels facteurs les influencent pour ainsi mieux comprendre le phénomène de chute. Par conséquent, la prochaine section présentera, pour une expérience de tour inclinée, l'effet de l'âge et de la direction, ainsi que l'influence de certains autres facteurs sur le rétablissement de l'équilibre à la limite du possible. Les résultats présentés dans cette section font référence à l'article de Hsiao-Weckslar [2008], sauf lorsqu'indiqué. Ce dernier constitue une revue de littérature des études effectuées jusqu'en 2008 à l'aide de la tour inclinée principalement pour une chute vers l'avant. Malgré le fait que l'article présente toutes les études effectuées, seulement ceux amenés jusqu'à la limite du possible sont considérés ici.

Effets de l'âge

Angle maximal de rétablissement de l'équilibre

L'angle maximal de rétablissement de l'équilibre décroît substantiellement avec l'âge, c'est-à-dire que les jeunes âgés entre 18 et 34 ans se rétablissent d'angles plus élevés que les personnes de 60 ans et plus. En moyenne les jeunes réussissent à un angle de 30° contrairement à 19° pour les aînés, ce qui représente une diminution de 11° ou de 37% [Thelen *et al.*, 2000; Telonio et Smeesters, 2007; Madigan et Lloyd, 2005a; Thelen *et al.*, 1997; Wojcik *et al.*, 1999].

Mesures de performance

À l'angle maximal, la longueur du pas (ou l'amplitude angulaire du pas au niveau du genou et de la hanche) chez les personnes âgées diminuent comparativement aux jeunes [Wojcik *et al.*, 2001]. De plus, le temps de réaction, le temps de transfert du poids et le temps de pas augmentent avec l'âge tandis que la vitesse du pas diminue. Cette différence s'expliquerait par l'organisation de l'activation musculaire pendant l'exécution [Thelen *et al.*, 2000]. En particulier, la séquence d'activation musculaire indique la présence d'une co-contraction de la part des aînés avant l'impact au sol. Il faut toutefois demeurer vigilant, car ces mesures de performances pourraient différer simplement parce que les personnes âgées réussissent un angle d'inclinaison maximal plus petit que les jeunes et qu'elles dépendent les unes des autres.

Force musculaire

La diminution de l'angle maximal de rétablissement de l'équilibre avec l'âge pourrait s'expliquer par une diminution de la force musculaire ou du couple développé et utilisé par une articulation avec l'âge. Pourtant, les moments de flexion plantaire et de flexion de la hanche isocinétiques ou isométriques ne constituent pas toujours de bons prédicteurs de rétablissement de l'équilibre chez les jeunes et chez les personnes âgées, surtout chez les femmes [Wojcik *et al.*, 2001]. Chez les personnes âgées, le couple maximal déployé en dorsiflexion isocinétique ($r^2=30\%$) constitue le meilleur prédicteur pour le rétablissement de l'équilibre d'une chute vers l'avant pour les forces des membres inférieurs [Grabiner *et al.*, 2005]. Chez les femmes, jeunes ou âgées, le couple maximal de l'extension de la hanche constitue un bon prédicteur de l'angle maximal ($r^2=43\%$) [Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007]. Par contre, les couples maximaux utilisés lors de la flexion plantaire ($r^2=30\%$) et l'extension du genou ($r^2=6\%$), ainsi que les taux de couples maximaux utilisés pour la flexion plantaire ($r^2=25\%$), l'extension du genou ($r^2=15\%$) et l'extension de la hanche ($r^2=25\%$) ne constituent pas de bons prédicteurs [Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007]. La demande de couple articulaire diffère selon la phase du pas, notamment pour les couples en flexion plantaire de la cheville et en extension du genou et de la hanche après le contact du pied au sol [Madigan et Lloyd, 2005a]. Une faiblesse musculaire spécifique peut donc expliquer un type d'échec particulier au rétablissement de l'équilibre. Si l'âge affaiblit un groupe musculaire, les

muscles synergistes ou les autres groupes musculaires qui contribuent au même mouvement peuvent augmenter son action ce qui rejoint l'idée de co-contraction [Thelen *et al.*, 2000].

Bref, la diminution de l'angle maximal ne s'explique pas seulement par la diminution de la force musculaire, car elle explique moins de 30% de la variabilité de l'angle d'inclinaison maximal.

Facteurs inter-reliés

Un rétablissement de l'équilibre réussi ou échoué fait intervenir plusieurs facteurs inter-reliés ce qui en fait un phénomène complexe. La réussite du rétablissement de l'équilibre pourrait constituer une combinaison entre la longueur du pas, le temps du pas et la force de la jambe qui fait le pas [Hsiao et Robinovitch, 1999]. Cela implique que l'habileté à rétablir l'équilibre décroît seulement si les déclinés dans une capacité ne sont pas compensés par des améliorations dans une autre capacité.

Puissance musculaire

Aussi, une interaction intéressante constitue la puissance musculaire, définie par le couple développé par une articulation multiplié par la vitesse angulaire de cette dernière. Les hommes âgés utilisent moins de puissance ou la même puissance que les jeunes hommes pour rétablir leur équilibre à leurs angles maximums [Madigan, 2006]. De plus, la puissance musculaire dans les membres inférieurs des hommes et des femmes âgés diminue et celle-ci se relie directement à l'angle maximal [Telonio *et al.*, 2008]. En fait, la puissance musculaire des membres inférieurs ($r^2=64-70\%$) constitue le meilleur prédicteur clinique de l'angle d'inclinaison maximal après l'évaluation de près de 250 variables cliniques classées en capacités motrices, perceptuo-sensorielles et cognitives [Telonio *et al.*, 2008]. De même, la vitesse du pas ($r^2=62-84\%$) compose le meilleur prédicteur expérimental de l'angle d'inclinaison maximal après l'évaluation de plus de 150 mesures de performance expérimentales [Telonio et Smeesters, 2008].

Pas mi-âgés

Malgré tout, les études réalisées jusqu'à maintenant comparent toujours deux groupes d'âge, les jeunes (18 à 34 ans) et les personnes âgées (60 ans et plus). Aucune n'étudie le rétablissement de l'équilibre, à la limite du possible, dans la population âgée entre 35 et 59

ans. L'évolution des mesures de performance tels que l'angle d'inclinaison maximal et la vitesse du pas n'a donc jamais été caractérisée dans cette tranche d'âge de la population.

Effet de la direction

En utilisant une translation de la surface de support [Hsiao et Robinovitch, 1998] ou en utilisant la tour inclinée [Telonio et Smeesters, 2007; Maki *et al.*, 1996], le rétablissement de l'équilibre devient plus difficile vers l'arrière que vers le côté, et plus difficile vers le côté que vers l'avant. Certaines personnes âgées ne réussissent pas à rétablir leur équilibre d'angles aussi faibles que 7° vers l'arrière, ce qui suggère que la direction de la chute joue un rôle crucial dans le rétablissement de l'équilibre [Hsiao et Robinovitch, 2001].

Effet du sexe et du nombre de pas

En général, le sexe n'influence pas l'angle maximal entre les groupes d'âge, sauf dans l'étude de Wojcik et al.[1999] où le sexe influençait le groupe des personnes âgées, mais pas le groupe des jeunes. Cette différence entre les sexes pourrait s'expliquer par un problème d'échantillonnage des participants.

Finalement, les instructions qui limitent le nombre de pas, c'est-à-dire seulement 1 pas vs 2 pas maximum vs aucune limite, n'affectent pas la limite du rétablissement de l'équilibre chez les jeunes adultes [Cyr et Smeesters, 2007; Cyr et Smeesters, 2009b, c]. Laisser les participants effectuer plus d'un pas permet d'augmenter l'angle d'inclinaison maximal vers l'avant de seulement 1.0° chez les jeunes adultes, mais de 4.1° chez les personnes âgées. En permettant plus d'un pas, les personnes âgées effectuent des premiers pas plus rapides afin d'augmenter leur angle d'inclinaison maximal. Par contre, elles ne peuvent pas, ou ne veulent pas, respecter la consigne lorsque seulement un pas est permis. Néanmoins, les fortes corrélations ($r^2=80-88\%$) entre les 3 angles d'inclinaison maximums obtenus valide l'utilisation du rétablissement avec seulement un pas lorsque poussé à la limite. L'utilisation d'un seul pas réduit l'espace expérimental requis en plus d'augmenter la sécurité du sujet puisqu'il ne parcourt pas une grande distance avant de rétablir ou non son équilibre.

1.1.8 Problématique et objectifs reliés au rétablissement de l'équilibre

Tel que démontré dans les sections précédentes, peu d'études étudient le rétablissement de l'équilibre dans une situation menée à la limite du possible malgré que pour obtenir un portrait représentatif de la réalité, il soit nécessaire de se rendre jusqu'à cette limite. De ceux-là, un nombre encore plus restreint comparent leurs données entre des groupes de participants jeunes et âgés.

En revanche, avec l'accroissement de la population âgée, le nombre de chutes va augmenter. La solution réside donc dans la prévention des chutes, mais il n'existe pas de ligne directrice pour savoir à partir de quand il faudrait penser à améliorer l'habileté à rétablir l'équilibre. Certes, le meilleur prédicteur clinique de l'angle d'inclinaison maximal est la puissance musculaire des membres inférieurs [Telonio *et al.*, 2008], mais les tests isométriques et isotoniques requis se font sur un dynamomètre. Pour cette raison, ils ne peuvent pas s'effectuer dans le cabinet du médecin. Il devient donc impératif de déterminer l'âge à partir duquel l'habileté à rétablir l'équilibre commence à décliner.

Selon les différentes capacités cliniques recensées qui influencent le rétablissement de l'équilibre, plusieurs commencent à décliner vers l'âge de 50 ans. De plus, l'âge influence plusieurs mesures de performance. Pourtant, à ce jour, il n'existe pas de données sur le rétablissement de l'équilibre à la limite du possible dans la tranche d'âge entre les jeunes et les personnes âgées, soit celle entre 35 et 59 ans. Pour comprendre les mécanismes de chute chez une personne vieillissante dans un objectif de prévention, il devient donc nécessaire de l'étudier plus tôt.

Ensuite, la plupart des articles étudient le rétablissement de l'équilibre dans une seule direction, soit l'avant. Certaines études ont démontré que la direction de la perte d'équilibre affecte le rétablissement de l'équilibre, mais selon des faibles ou moyennes perturbations, sans aller à la limite du possible [Hsiao et Robinovitch, 2001]. Une seule étude mesure l'effet de la direction de chute sur l'angle d'inclinaison maximal [Telonio et Smeesters, 2007], mais elle s'est effectuée seulement chez les jeunes et les personnes âgées. Puisque l'effet de la direction est significatif sur le rétablissement de l'équilibre, il devient pertinent de vérifier les trois directions dans la population âgée entre 35 et 59 ans.

À la lumière de ces informations, la question de recherche principale devient :

Quel est l'effet de l'âge et de la direction sur le rétablissement de l'équilibre à la limite du possible chez les jeunes, les âgés et les mi-âgés?

De cette question découle l'objectif principal de ce projet de maîtrise :

Déterminer l'effet de l'âge sur l'angle d'inclinaison maximal vers l'avant, le côté et l'arrière duquel tous les adultes en santé entre 18 et 85 ans peuvent être soudainement relâchés et tout de même rétablir leur équilibre avec un seul pas. Somme toute, non seulement les jeunes adultes (18 à 34 ans) et les personnes âgées (60 à 85 ans) seront inclus, mais également les adultes entre 35 et 59 ans.

L'hypothèse posée correspond à une décroissance des mesures de performance à partir d'un certain âge critique. Cette diminution dépendra de la direction, mais non du sexe.

En établissant un âge où les capacités à rétablir l'équilibre commencent à décliner, les médecins pourront alors faire évaluer la puissance musculaire et au besoin orienter leurs patients à faible puissance musculaire vers un programme d'intervention. Par analogie, les femmes doivent passer une mammographie à tous les ans à partir de 50 ans [Santé Canada, 2007]. De même, un examen annuel de la prostate est recommandé aux hommes à partir de 50 ans [Agence de la santé publique du Canada, 2010]. Éventuellement, il serait envisageable qu'une évaluation annuelle de l'habileté à rétablir l'équilibre soit recommandée à partir de...

La méthodologie en plus des résultats obtenus à la suite de l'expérimentation sur le rétablissement de l'équilibre à la limite du possible en lien avec l'objectif principal de ce mémoire seront traités dans le chapitre 2 contenant l'article soumis au journal *Gait and Posture*.

1.2 Traitement de signal

1.2.1 Caractérisation pour une analyse du mouvement

Les analyses du mouvement nécessitent plusieurs appareils afin d'obtenir les différentes mesures de performance définis pour l'expérience. Pour la présente analyse de chute avec la

tour inclinée, des plateformes de force, des cellules de charge et des marqueurs de position actifs sont utilisés.

Avant de débiter toute expérimentation, il faut s'assurer de faire l'acquisition des signaux correctement, c'est-à-dire obtenir toute l'information du signal utile tout en éliminant le repliement spectral. Pour ce faire, le théorème de Nyquist stipule que la fréquence d'échantillonnage doit être égale ou supérieure à deux fois la fréquence la plus élevée présente dans le signal lui-même [Winter, 2005]. Idéalement, elle pourrait augmenter jusqu'à quatre ou six fois ou même plus le contenu utile [Giakas, 2004]. Typiquement, dans le laboratoire, la fréquence d'acquisition pour les données cinétiques (f_{cin}) correspond à 1000 Hz et permet d'avoir une résolution de 1 ms sur les mesures temporelles. Si une analyse s'effectuait sur des sauts ou sur des mouvements à impact plus élevé, la fréquence augmenterait, tandis que pour une analyse en contrôle postural, elle diminuerait. Pour les marqueurs, une fréquence d'acquisition de 100 Hz (f_m) est utilisée afin d'obtenir $f_{cin} = N * f_m$ (où N est un entier) et parce que le système ne peut excéder 140 Hz avec 24 marqueurs.

Tous les signaux contiennent du bruit, c'est-à-dire du contenu fréquentiel indésirable ajouté au signal utile. Une installation expérimentale réfléchie et une sélection adéquate de la fréquence d'acquisition permettent de minimiser le bruit, mais il en subsistera toujours. Il devient alors pertinent de connaître la provenance du bruit et de le quantifier pour les étapes subséquentes. Dans le laboratoire, les données cinétiques utiles obtenues par les plateformes de force ou les cellules de charge se situent en deçà de 100 Hz. Des tests d'impact permettent d'obtenir les fréquences naturelles de diverses structures mesurées par les appareils, donc d'obtenir le contenu fréquentiel du bruit présent dans le signal utile lors d'un essai de chute. Le tableau 1.1 présente les résultats des tests d'impact conduits dans le laboratoire et qui ont permis de déterminer le bruit dans les signaux utiles enregistrés.

Tableau 1.1 Résultat des tests d'impact selon l'appareil de mesure

| Appareil de mesure | Composante recevant l'impact | Fréquences naturelles (Hz) |
|---|--|----------------------------|
| Cellule de charge à un degré de liberté | | 455 |
| | Cellule de charge avec charge | 610 |
| Cellule de charge à un degré de liberté | Déclencheur (Cellule de charge sans charge) | 556 |
| | | 641 |
| Cellule de charge à un degré de liberté | Plateforme de force | 625 |
| Cellule de charge à un degré de liberté | Plancher | 417 |
| Plateforme de force (Force verticale) | Plateforme de force qui est mesurée | 588 |
| Plateforme de force (Force verticale) | Plateforme de force dans la fosse du plancher | 244 |
| Plateforme de force (Force verticale) | Plateforme de force juxtaposée à celle mesurée | 526 |

Pour les plateformes de force, le contenu du bruit se situe au-delà de 244 Hz. Pour la cellule de charge sur le déclencheur qui mesure le poids mis dans la ceinture pelvienne lors des inclinaisons, les fréquences se situent entre 417 et 625 Hz. Malgré le fait que ces fréquences se situent au-delà du signal, certaines fréquences se combinent pour créer des pics d'anti-résonance dans la bande du signal utile.

Pour les données cinématiques, les fréquences du signal utile se situent également à basse fréquence, habituellement en deçà de 30 Hz. Par contre, le bruit est plutôt imprévisible et difficile à distinguer du signal puisqu'il provient, par exemple, de la vibration de la chair du participant lors de l'impact.

C'est alors que l'application d'un filtre (fonction de transfert) permet d'enlever le bruit en éliminant ou en conservant certaines fréquences qui sont déterminées par un seuil qui se nomme la fréquence de coupure [Winter, 2005; Giakas, 2004]. La figure 1.11 démontre les différentes parties et l'action d'un filtre selon le spectre en puissance normalisé en fonction des fréquences d'un vrai signal représentant le moment angulaire d'un coude.

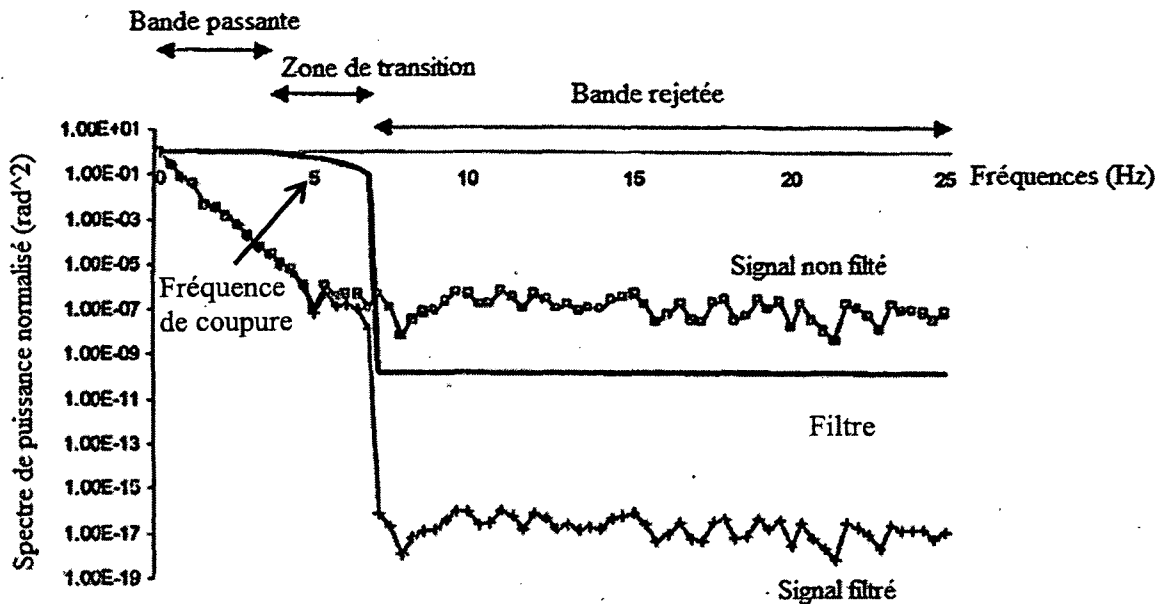


Figure 1.11 Spectre en puissance normalisé du moment angulaire (flexion et extension) du coude (en rad^2) en fonction de la fréquence (Hz). Les différentes parties d'un filtre, représenté par une fonction de transfert, ainsi que son action sur un signal mesuré sont illustrées. Traduit de [Giakas, 2004].

Puisqu'une fréquence de coupure instantanée n'est pas possible, une zone de transition autour de la fréquence de coupure apparaît, ce qui crée de la distorsion dans la zone de transition. Typiquement, la fréquence de coupure correspond à l'endroit où la zone de transition diminue de 3 dB de l'amplitude initiale. Pour sa part, l'ordre du filtre détermine la largeur de la zone de transition (avant la bande rejetée) ainsi que la pente de la fonction de transfert. Dans le laboratoire, un filtre Butterworth à déphasage nul de 4^e ordre, c'est-à-dire un 2^e ordre passé 2 fois, en sens inverses, pour enlever le déphasage, est typiquement utilisé. La fréquence de coupure, quant à elle, permet d'établir la quantité de bruit et le niveau de distorsion dans un signal. Par conséquent, le choix de la fréquence de coupure devient crucial puisqu'il peut altérer les données et mener à de fausses conclusions.

De plus, la fréquence des signaux dans les analyses du mouvement se situe dans des ordres de grandeur de 10^0 et 10^1 Hz, aussi la détermination des fréquences de coupure se fait toujours à l'unité près. Le niveau de précision nécessaire devient plus élevé en comparaison à d'autres domaines qui se situent à un niveau de précision à la dizaine (10^1) ou à la centaine (10^2) de Hz près, voire même plus.

La détermination de la fréquence de coupure doit donc tenir compte de l'expérimentation et les analyses du mouvement n'y échappent pas. Une analyse en posturographie, en marche, en course ou en chute n'obtiendront pas le même contenu fréquentiel utile, ni le même bruit, ce qui nécessitera une fréquence de coupure adaptée pour chacune. De plus, à l'intérieur d'une même expérimentation, différentes applications peuvent survenir. Par exemple, pour les données mesurées à un temps précis de la chute, une fréquence de coupure plus élevée sera privilégiée afin de laisser passer plus de bruit et ainsi s'assurer de ne pas décaler le temps recherché. À l'inverse, pour les données d'accélération provenant de dérivées de mesures de position, plus de distorsion et moins de bruit seront souhaités.

Méthodes pour déterminer la fréquence de coupure

À la lumière de ce qui précède, la méthode utilisée pour déterminer la fréquence de coupure devient déterminante. En ce moment, deux méthodes s'utilisent principalement pour trouver la fréquence de coupure dans les analyses de mouvement, soit la densité spectrale de puissance (DSP) et l'analyse résiduelle (AR) [Winter, 2005; Giakas, 2004; Smeesters, 2009].

Densité spectrale de puissance (DSP)

La méthode de la densité spectrale de puissance permet d'évaluer la distribution de la puissance associée à chaque fréquence d'un signal. Elle permet d'identifier la contribution de chaque composante et donc de quantifier l'importance relative du bruit dans le signal utile selon l'équation 1 :

$$DSP = 10 * \log_{10} \left(\frac{P_1}{P_0} \right) = 10 * \log_{10} P_1 - 10 * \log_{10} P_0 \quad (1)$$

où P_1 est la puissance du signal, P_0 correspond à la valeur de la référence représentée par la puissance du bruit et où la DSP est exprimée en dB/Hz. Ici, la fréquence de coupure se positionne à 95% de la somme de la puissance sur l'ensemble des fréquences. Parfois, le contenu fréquentiel du bruit décale la valeur de référence vers le haut et surestime la valeur de la fréquence de coupure (Figure 1.12).

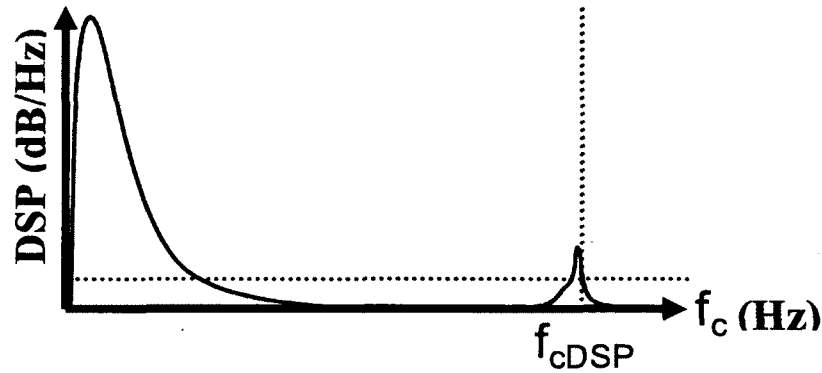


Figure 1.12 Représentation d'un graphique de la densité spectrale de puissance en fonction de la fréquence et de la fréquence de coupure (f_{cDSP}) associée. Puisque du contenu fréquentiel se retrouve vers la droite, la fréquence de coupure devient surestimée. Figure reproduite de [Smeesters, 2009].

La difficulté de cette méthode réside donc dans le calcul de la valeur de référence de façon adéquate peu importe le bruit. D'abord, il n'est pas clair comment calculer P_1 ou P_0 . Plusieurs façons existent, tel qu'en mettant la FFT au carré, en utilisant la fonction periodogram, la fonction pwelch ou la fonction pmtm dans Matlab, mais laquelle choisir et pourquoi? Ensuite, il faut se poser la question à savoir quels paramètres spécifier, quels garder par défaut et s'il y a lieu déterminer quel type de fenêtre (Hamming, Hanning, rectangulaire), quel chevauchement et quel nombre de points à utiliser. Un autre aspect nébuleux demeure l'unité associée avec ces calculs. L'information devient rapidement complexe et difficilement accessible pour des débutants en traitement de signal ou des biomécaniciens sans formation dans le domaine du traitement de signal. De plus, l'analyse de la DSP implique que le filtre choisi pour la fréquence de coupure est idéal, donc avec une pente abrupte qui mène à une valeur précise de la fréquence de coupure, ce qui est impossible.

Analyse résiduelle (AR)

La deuxième méthode, l'analyse résiduelle, devient alors intéressante puisqu'elle représente mieux ce qui se passe dans la zone de transition du filtre [Winter, 2005]. La figure 1.13 fait la démonstration graphique de la méthode expliquée dans ce qui suit : 1) Tracer le graphique du résiduel entre les signaux filtrés et non-filtrés en fonction des fréquences de coupure, entre 1 et Nyquist, selon l'équation 2 suivante:

$$R(f_c) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - X_{fi})^2} \quad (2)$$

où N correspond au nombre de points du signal temporel, X_i est le signal original non-filtré au point i et X_{fi} est le signal filtré au point i . 2) Tracer une ligne tangente au résiduel (ligne 1) afin de trouver l'ordonnée à l'origine (Figure 1.13). Cette ligne représente la valeur du résiduel si seulement du bruit était présent et par conséquent l'ordonnée à l'origine représente la valeur RMS du même bruit. Pour l'analyse de la chute, cela représente le signal d'une plateforme de force avec le sujet immobile dessus. 3) Tracer une deuxième droite horizontale (ligne 2) à la valeur de l'ordonnée à l'origine (Figure 1.13). Le résiduel au-dessus de la première ligne représente la distorsion du signal qui augmente avec la diminution de la fréquence de coupure (Figure 1.13). Par contre, si la fréquence de coupure augmente, la quantité de bruit qui passera à travers le filtre (entre la première et la deuxième ligne) va augmenter. 4) Finalement, l'abscisse de l'intersection entre la deuxième droite et la courbe du résiduel détermine la valeur « idéale » de la fréquence de coupure puisqu'à cet endroit, la distorsion du signal équivaut à la quantité de bruit qui passe à travers le filtre.

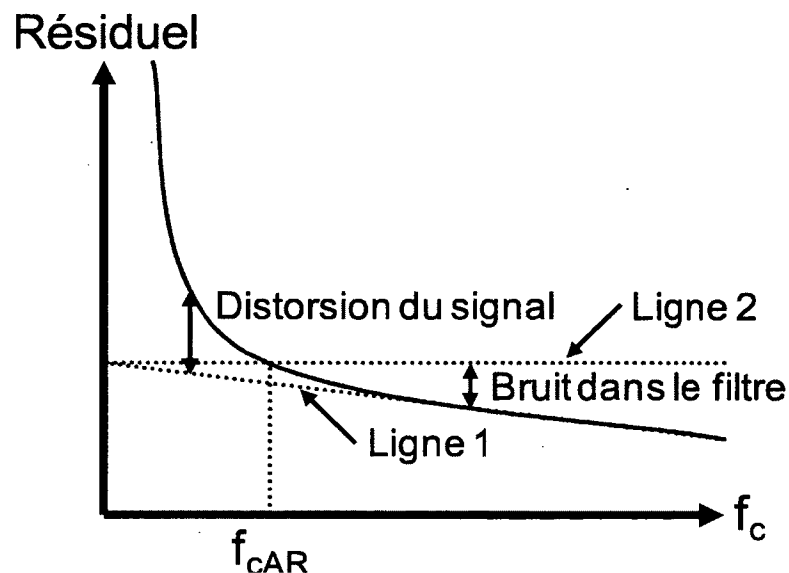


Figure 1.13 Démonstration de la méthode de l'analyse résiduelle à l'aide du graphique du résiduel en fonction de la fréquence de coupure, la fréquence de coupure « idéale » étant f_{cAR} [Smeesters, 2009].

La plus grande difficulté de cette méthode consiste à comprendre la théorie derrière ce qui semble une approche géométrique. De façon plus concrète, le défi consiste à caractériser la ligne 1, donc en premier lieu, déterminer combien de points sont nécessaires pour calculer le résiduel et, en deuxième lieu, décider sur quelle partie de la courbe calculer la tangente.

Les deux méthodes présentent donc des avantages et des inconvénients, mais il n'a pas été établi laquelle des deux permet d'obtenir de meilleurs résultats. Pour ce faire, il devient nécessaire d'évaluer les résultats obtenus par les deux méthodes sur un ensemble de données, donc sur un échantillon représentatif de l'analyse du mouvement effectuée. De plus, les signaux de même application devront être filtrés à la même fréquence de coupure.

Automatiser la détermination de la fréquence de coupure

Lorsqu'un seul signal est à traiter, déterminer la fréquence de coupure n'est pas si compliqué. Il est possible de positionner de façon visuelle après quelques essais et erreurs la position de la référence pour la DSP et la tangente au résiduel pour l'AR, ce qui permet de contourner les difficultés associées à chaque méthode.

Par contre, dans le cadre du présent projet, 4 plateformes de forces et 1 cellule de charge contenant chacune 6 canaux, une cellule de charge contenant 1 canal et 24 marqueurs multiplié par 3 dimensions (x, y et z) chacun, s'additionnent pour donner 103 signaux. Ce chiffre doit ensuite être multiplié par 3 essais, un pour chacune des directions (avant, arrière et côté) et par 52 participants, pour atteindre plus de 16 000 signaux à traiter seulement pour l'essai à l'angle d'inclinaison maximal! Ce chiffre total peut facilement se multiplier par le nombre d'essais total fait par chaque participant, ce qui l'augmenterait encore. La nécessité d'une routine automatisée est claire.

1.2.2 Problématique et objectifs reliés à la fréquence de coupure

La détermination de la fréquence de coupure lors de l'application d'un filtre est capitale, puisqu'elle peut altérer les données de façon importante. Ainsi, cela peut mener à de mauvaises interprétations ou à de fausses conclusions avec de graves conséquences.

Il existe des méthodes automatisées pour la détermination de la fréquence de coupure, par contre, elles sont complexes et les articles associés sont difficiles à lire, ce qui rend

l'application et l'implémentation un défi [D'Amico et Ferrigno, 1990, 1992; Giakas et Baltzopoulos, 1997a, b; Yu *et al.*, 1999; Challis, 1999]. De plus, aucune ne décrit comment coder et mettre en pratique les deux méthodes. Aussi, la comparaison entre les deux n'a pas été quantifiée sur les mesures de performance utilisées lors des analyses de mouvement, pourtant essentiel puisque tous les signaux avec une même application seront filtrés à la même fréquence. Par exemple, pour une application en temps, est-ce que la fréquence de coupure décale le temps du pas plus tôt ou plus tard?

De surcroît, la théorie sur le traitement de signal n'est pas chose facile et peut en rebuter plusieurs, surtout dans le domaine de la biomécanique où la majorité n'est pas formée pour le faire. En fait, cette situation s'illustre par un manque d'informations divulguées dans les articles en biomécanique sur la fréquence d'acquisition, sur le type et l'ordre du filtre, sur la fréquence de coupure utilisée et sur la méthode pour l'obtenir. Une recherche de littérature dans 120 articles récents sur des analyses de mouvement provenant de 8 journaux différents sur une variété de domaines comprenant le contrôle postural, la marche, la course et la chute a été effectuée. De ces articles, seulement 66/120 (55%) mentionnent leur fréquence d'acquisition, seulement 40/120 (33%) et 32/120 (27%) nomment le type et l'ordre du filtre utilisé, seulement 32/120 (27%) indiquent leur fréquence de coupure et seulement 9/120 (8%) expliquent la méthode utilisée pour obtenir leur fréquence de coupure. Une routine automatisée avec une approche pratique conviendrait mieux aux laboratoires de biomécanique. Cela permettrait peut-être à un plus grand nombre d'accéder à la théorie et ainsi l'appliquer de façon éclairée sur leurs données ce qui deviendrait bénéfique pour le domaine.

Aux termes de ce qui précède, la question de recherche associée devient :

Comment est-ce que le choix d'une fréquence de coupure peut-il être automatisé en utilisant autant la densité spectrale de puissance que l'analyse résiduelle?

De cette question, l'objectif de cette section s'articule en tant que :

- **Créer et valider une procédure automatisée, utilisant autant la densité spectrale de puissance que l'analyse résiduelle, qui permettra d'obtenir une fréquence de coupure appropriée pour une analyse de mouvement donnée quelle que soit l'application.** La procédure devra également comprendre une méthode pour comparer

et évaluer les effets de la fréquence de coupure sur un ensemble de mesures de performance.

Cet objectif constitue la deuxième partie du projet de mémoire et il sera traité au chapitre 3 dans l'article soumis au journal *Journal of Biomechanics*.

1.3 Liste des références

- Agence de la santé publique du Canada (2010). *Cancer de la prostate*. http://www.phac-aspc.gc.ca/cd-mc/cancer/cancer_prostate-prostate_cancer-fra.php (page consultée le 6 mars 2012).
- American Geriatrics Society, British Geriatrics Society et American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention (2001). Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, volume 49, numéro 5, p. 664-672.
- Bassuk, S. S. et Murphy, J. M. (2003). Characteristics of the modified mini-mental state exam among elderly persons. *Journal of Clinical Epidemiology*, volume 56, numéro 7, p. 622-628.
- Bohannon, R. W., Larkin, P. A., Cook, A. C., Gear, J. et Singer, J. (1984). Decrease in Timed Balance Test Scores with Aging. *Physical Therapy*, volume 64, numéro 7, p. 1067-1070.
- Brady, R. A., Pavol, M. J., Owings, T. M. et Grabiner, M. D. (2000). Foot displacement but not velocity predicts the outcome of a slip induced in young subjects while walking. *Journal of Biomechanics*, volume 33, numéro 7, p. 803-808.
- Center for Disease Control and Prevention et National Center for Injury Prevention and Control (2009). *Web-based Injury Statistics Query and Reporting System (WISQARS)*. <http://www.cdc.gov/injury/wisqars/index.html> (page consultée le 8 février 2011).
- Challis, J. H. (1999). A procedure for the automatic determination of filter cutoff frequency for the processing of biomechanical data. *Journal of Applied Biomechanics*, volume 15, numéro 3, p. 303-317.
- Cham, R. et Redfern, M. S. (2001). Lower extremity corrective reactions to slip events. *Journal of Biomechanics*, volume 34, numéro 11, p. 1439-1445.
- Cyr, M.-A. et Smeesters, C. (2007). Instructions limiting the number of steps do not affect the kinetics of the threshold of balance recovery in younger adults. *Journal of Biomechanics*, volume 40, numéro 13, p. 2857-2864.
- Cyr, M.-A. et Smeesters, C. (2009a). Maximum allowable force on a safety harness cable to discriminate a successful from a failed balance recovery. *Journal of Biomechanics*, volume 42, numéro 10, p. 1566-1569.
- Cyr, M. A. et Smeesters, C. (2009b). *Effects of age and instructions limiting the number of steps on the threshold of balance recovery*, 33rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, State College PA.
- Cyr, M. A. et Smeesters, C. (2009c). Kinematics of the threshold of balance recovery are not affected by instructions limiting the number of steps in younger adults. *Gait and Posture*, volume 29, numéro 4, p. 628-633.
- D'Amico, M. et Ferrigno, G. (1990). Technique for the evaluation of derivatives from noisy biomechanical displacement data using a model-based bandwidth-selection procedure.

Medical and Biological Engineering and Computing, volume 28, numéro 5, p. 407-415.

- D'Amico, M. et Ferrigno, G. (1992). Comparison between the more recent techniques for smoothing and derivative assessment in biomechanics. *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 30, numéro 2, p. 193-204.
- Desrosiers, J. et Hébert, R., *Principaux outils d'évaluation en clinique et en recherche*. Dans: M. Arcand & R. Hébert (Eds.), *Précis pratique de gériatrie*. Edisem, St-Hyacinthe Qc 1997. pp. 78-107.
- Do, M. C., Breniere, Y. et Brenguier, P. (1982). A biomechanical study of balance recovery during the fall forward. *Journal of Biomechanics*, volume 15, numéro 12, p. 933-939.
- Giakas, G., *Power Spectrum Analysis and Filtering*. Dans: N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement*. Human Kinetics, University of Nebraska at Omaha 2004. pp. 223-258.
- Giakas, G. et Baltzopoulos, V. (1997a). A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data. *Journal of Biomechanics*, volume 30, numéro 8, p. 847-850.
- Giakas, G. et Baltzopoulos, V. (1997b). Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of Biomechanics*, volume 30, numéro 8, p. 851-855.
- Gouvernement du Québec (2009). *Perspectives démographiques du Québec et des régions, 2006-2056*. Institut de la statistique du Québec, 133 p.
- Grabiner, M. D., Owings, T. M. et Pavol, M. J. (2005). Lower Extremity Strength Plays Only a Small Role in Determining the Maximum Recoverable Lean Angle in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, volume 60, numéro 11, p. 1447-1450.
- Greenspan, S. L., Myers, E. R., Kiel, D. P., Parker, R. A., Hayes, W. C. et Resnick, N. M. (1998). Fall Direction, Bone Mineral Density, and Function: Risk Factors for Hip Fracture in Frail Nursing Home Elderly. *The American Journal of Medicine*, volume 104, numéro 6, p. 539-545.
- Hébert, R. et Girouard, D. (1992). *Manuel pour l'administration et la cotation de l'échelle de statut mental modifié (3MS)*, Centre de recherche en gérontologie et gériatrie: Sherbrooke Qc.
- Hilz, M. J., Axelrod, F. B., Hermann, K., Haertl, U., Duetsch, M. et Neundörfer, B. (1998). Normative values of vibratory perception in 530 children, juveniles and adults aged 3-79 years. *Journal of the Neurological Sciences*, volume 159, numéro 2, p. 219-225.
- Hsiao-Wecksler, E. T. (2008). Biomechanical and age-related differences in balance recovery using the tether-release method. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, volume 18, numéro 2, p. 179-187.
- Hsiao-Wecksler, E. T. et Robinovitch, S. N. (2007). The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clinical Biomechanics*, volume 22, numéro 5, p. 574-580.

- Hsiao, E. T. et Robinovitch, S. N. (1998). Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *Journal of Biomechanics*, volume 31, numéro 1, p. 1-9.
- Hsiao, E. T. et Robinovitch, S. N. (1999). Biomechanical influences on balance recovery by stepping. *Journal of Biomechanics*, volume 32, numéro 10, p. 1099-1106.
- Hsiao, E. T. et Robinovitch, S. N. (2001). Elderly Subjects' Ability to Recover Balance With a Single Backward Step Associates With Body Configuration at Step Contact. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, volume 56, numéro 1, p. M42-M47.
- King, G. W., Luchies, C. W., Stylianou, A. P., Schiffman, J. M. et Thelen, D. G. (2005). Effects of step length on stepping responses used to arrest a forward fall. *Gait & Posture*, volume 22, numéro 3, p. 219-224.
- Madigan, M. L. (2006). Age-related differences in muscle power during single-step balance recovery. *Journal of Applied Biomechanics*, volume 22, numéro 3, p. 186-193.
- Madigan, M. L. et Lloyd, E. M. (2005a). Age-related differences in peak joint torques during the support phase of single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 60A, numéro 7, p. M910-914.
- Madigan, M. L. et Lloyd, E. M. (2005b). Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 60A, numéro 4, p. M481-485.
- Maki, B. E., McIlroy, W. E. et Perry, S. D. (1996). Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. *Journal of Biomechanics*, volume 29, numéro 3, p. 343-353.
- Michele, G. D., Filla, A., Coppola, N., Bisogno, A., Trombetta, L., Santorelli, F. et Campanella, G. (1991). Influence of age, gender, height and education on vibration sense: A study by tuning fork in 192 normal subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, volume 105, numéro 2, p. 155-158.
- Moglo, K. E. et Smeesters, C. (2005). *The threshold of balance recovery is not affected by the type of postural perturbation*, International Society of Biomechanics XXth Congress, Cleveland OH.
- Moglo, K. E. et Smeesters, C. (2006). *Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery*, 30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Blacksburg VA.
- Owings, T. M., Pavol, M. J., Foley, K. T. et Grabiner, M. D. (2000). Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, volume 48, numéro 1, p. 42-50.
- Pavol, M. J., Owings, T. M., Foley, K. T. et Grabiner, M. D. (2002). Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. *Journal of the American Geriatrics Society*, volume 50, numéro 2, p. 256-262.
- Pavol, M. J., Runtz, E. F. et Pai, Y. C. (2004). Young and older adults exhibit proactive and reactive adaptations to repeated slip exposure. *Journals of Gerontology*, volume 59A, numéro 5, p. M494-502.

- Pijnappels, M., Bobbert, M. F. et van Dieen, J. H. (2005a). Control of support limb muscles in recovery after tripping in young and older subjects. *Experimental Brain Research*, volume 160, numéro 3, p. 326-333.
- Pijnappels, M., Bobbert, M. F. et van Dieen, J. H. (2005b). Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait and Posture*, volume 21, numéro 4, p. 388-394.
- Santé Canada (2007). *Vie Saine: Mammographie*. <http://www.hc-sc.gc.ca/hl-vs/iyh-vsv/med/mammog-fra.php#subir> (page consultée le 6 mars 2012).
- Sauve-qui-pense (2009). *Le fardeau des blessures au Canada*. Sauve-qui-pense, Toronto, ON, 129 p.
- Schwartz, A. V., Kelsey, J. L., Sidney, S. et Grisso, J. A. (1998). Characteristics of Falls and Risk of Hip Fracture in Elderly Men. *Osteoporosis International*, volume 8, numéro 3, p. 240-246.
- Smeesters, C. (2009). *Analyse du mouvement, Instrumentation en bioingénierie. Notes de cours*.
- Smeesters, C., Hayes, W. C. et McMahon, T. A. (2001a). Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *Journal of Biomechanics*, volume 34, numéro 3, p. 309-317.
- Smeesters, C., Hayes, W. C. et McMahon, T. A. (2001b). The threshold trip duration for which recovery is no longer possible is associated with strength and reaction time. *Journal of Biomechanics*, volume 34, numéro 5, p. 589-595.
- Telonio, A., Corriveau, H. et Smeesters, C. (2008). *Perceptuo-sensory, cognitive and sensory-motor characteristics that influence the ability to recover balance to avoid a fall*, 4th North American Congress on Biomechanics, Ann Arbor MI.
- Telonio, A. et Smeesters, C. (2007). *Effects of age and loss of balance direction on the kinematics of the threshold of balance recovery*, 31st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Stanford CA.
- Telonio, A. et Smeesters, C. (2008). *Performance measures that influence the most the ability to recover balance to avoid a fall*, 4th North American Congress on Biomechanics, Ann Arbor MI.
- Telonio, A. et Smeesters, C. (2009). *Effect of balance recovery task difficulty on stepping velocities for forward, sideways and backward loss of balance directions*, 33rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, State College PA.
- Thelen, D. G., Muriuki, M., James, J., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. et Alexander, N. B. (2000). Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, volume 10, numéro 2, p. 93-101.
- Thelen, D. G., Wojcik, L. A., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. et Alexander, N. B. (1997). Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 52A, numéro 1, p. M8-13.

- Tombaugh, T. N. (2004). Trail Making Test A and B: Normative data stratified by age and education. *Archives of Clinical Neuropsychology*, volume 19, numéro 2, p. 203-214.
- Troy, K. L. et Grabiner, M. D. (2006). Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips. *Gait and Posture*, volume 24, numéro 4, p. 441-447.
- Wiktorowicz, M. E., Goeree, R., Papaioannou, A., Adachi, J. D. et Papadimitropoulos, E. (2001). Economic implications of hip fracture: health service use, institutional care and cost in Canada. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, volume 12, numéro 4, p. 271-278.
- Winter, D. A., *Kinematics, Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, Hoboken NJ 2005. pp. 13-58.
- Wojcik, L. A., Thelen, D. G., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. et Alexander, N. B. (1999). Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 54A, numéro 1, p. M44-50.
- Wojcik, L. A., Thelen, D. G., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. et Alexander, N. B. (2001). Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single-step balance recovery from a forward fall. *Journal of Biomechanics*, volume 34, numéro 1, p. 67-73.
- Yu, B., Gabriel, D., Noble, L. et An, K. N. (1999). Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, volume 15, numéro 3, p. 318-329.

2 ARTICLE SUR LA LIMITE DU RÉTABLISSEMENT DE L'ÉQUILIBRE

2.1 Avant-propos

Auteurs et affiliation :

E. Carbonneau : étudiante à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique

C. Smeesters : professeure, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique

Date de soumission : 6 septembre 2012

Revue : Gait and Posture

Titre français : Effets de l'âge et de la direction d'inclinaison sur la limite du rétablissement de l'équilibre chez les jeunes, les mi-âgés et les âgés.

Contribution au document :

Cet article contribue au mémoire puisqu'il présente le travail sur l'habileté à rétablir l'équilibre à la limite du possible qui a été réalisé au cours de ce projet de maîtrise. La méthodologie employée pour quantifier l'habileté à rétablir l'équilibre selon la direction de la perte d'équilibre chez les jeunes, les mi-âgés et les âgés en plus des résultats obtenus se retrouvent dans cet article. Plus de détails sur la méthodologie clinique ou expérimentale se retrouvent dans les annexes au mémoire que voici :

- Annexe A : Dépliant et formulaire de consentement élaborés pour l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre et qui devaient être signés par les participants avant de participer à celle-ci.
- Annexe B : Guide de l'évaluateur créé pour l'expérience de la tour inclinée et qui contient toutes les évaluations qui peuvent s'effectuer pour vérifier l'éligibilité d'une personne.

- Annexe C : Anamnèse qui recueille les informations personnelles et l'historique médical pertinent pour l'expérience de la tour inclinée.
- Annexe D : Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-AAP) et l'évaluation médicale de l'aptitude à l'activité physique (X-AAP) et leurs équivalents en anglais (PAR-Q et PARmed-X) qui servaient de premier critère d'éligibilité.
- Annexe F : Formulaire rempli lors de l'évaluation clinique des participants âgés de plus de 60 ans provenant des différents tests élaborés dans le guide de l'évaluateur (Annexe B). L'annexe contient également les questionnaires du 3MS et le questionnaire de Dallas.
- Annexe G : Configuration expérimentale des plateformes de force selon le repère global. En fait, selon la taille de la personne et la longueur de pas effectuée, les plateformes devaient parfois être bougées.
- Annexe H : Procédure expérimentale élaboré afin d'uniformiser la méthodologie et faciliter la reproductibilité de l'expérience peu importe l'expérimentateur dans le temps.
- Annexe I : Vérification expérimentale utilisée par les expérimentateurs lors de la calibration des appareils et lors de l'expérience en tant que tel. En fait, tel que mentionné dans l'annexe H, deux expérimentateurs doivent être présents pour effectuer l'expérience, un pour vérifier les données obtenues par le système et l'autre pour incliner le participant.
- Annexe K : Code Matlab développé pour calculer toutes les mesures de performance présentées dans l'article.

Résumé français :

Plusieurs études ont quantifié et comparé le rétablissement de l'équilibre entre les jeunes adultes et les personnes âgées en santé, en utilisant une variété de grandes perturbations posturales et directions de perte d'équilibre. Cependant, à notre connaissance, aucune étude à la limite du rétablissement de l'équilibre, où éviter une chute n'est pas toujours possible, n'a inclus des adultes mi-âgés. L'angle d'inclinaison maximal duquel 20 jeunes (25-44 ans), 16 mi-âgés (45-64 ans) et 16 âgés (65-85 ans) en santé ont pu tout de même rétablir leur équilibre avec un seul pas, après avoir été soudainement relâchés d'une inclinaison vers l'avant, le côté et l'arrière, a donc été déterminé. Les résultats ont démontré que les angles d'inclinaison maximum pour les jeunes

étaient 23% plus grands que pour les mi-âgés et 48% plus grands que pour les âgés, tandis que les mi-âgés sont 33% plus grands que les âgés. Les angles d'inclinaison maximaux pour l'avant étaient 23% plus grands que pour le côté et 22% plus grands que pour l'arrière. Ces déclinés avec l'âge et la direction d'inclinaison semblaient dus à une diminution des capacités reliés à l'initiation, à l'exécution et à la géométrie de la réponse. Finalement, des régressions exponentielles ont démontré que les âges critiques où l'habileté à rétablir l'équilibre et éviter une chute diminue significativement étaient de 51.0, 60.6 et 69.9 ans pour l'avant, le côté et l'arrière respectivement. Donc, il a été démontré que l'âge affecte l'habileté à rétablir l'équilibre presque 10 ans plus tôt que le taux de chutes. De plus, la diminution de l'habileté à rétablir l'équilibre avec l'âge observée dans cette étude concorde avec la diminution de capacités cliniques perceptuo-sensorielles, cognitives et sensori-motrices mesurées par la sensibilité à la vibration (diminution linéaire), le trail making tests A (diminution exponentielle après 55 ans) et B (diminution linéaire) et l'équilibre unipodal (diminution exponentielle après 50-60 ans) respectivement. Les études futures devraient donc non seulement inclure des adultes âgés de plus de 65 ans, mais aussi des adultes mi-âgés de moins de 65 ans, ou recruter tous les âges entre 18 et 85 ans. De plus, les âges critiques identifiés dans cette étude pourraient justifier un dépistage plus hâtif des adultes vieillissants afin de prévenir des chutes futures, mais surtout la première chute.

Note : À la suite des corrections demandées par les membres du jury, le contenu de cet article diffère de celui qui a été soumis.

2.2 Article sous sa forme manuscrite

Effects of Age and Lean Direction on the Threshold of Balance Recovery in Younger, Middle-Aged and Older Adults

Evelyne Carbonneau and Cécile Smeesters, Eng., Ph.D.

Research Center on Aging, Sherbrooke QC, Canada

Department of Mechanical Engineering, Université de Sherbrooke, Sherbrooke QC, Canada

Human Performance and Safety Research Group (PERSEUS), Sherbrooke QC, Canada

Keywords: Falls, Balance, Postural perturbations, Age, Direction

Word Count: 2983 / 3000 words

Corresponding Author:

Cécile Smeesters, Eng., Ph.D.

Associate Professor

Department of Mechanical Engineering

Université de Sherbrooke

Sherbrooke (Quebec) J1K 2R1

Canada

Telephone: 819-821-8000 ext 62850

Fax: 819-821-7163

Email: Cecile.Smeesters@USherbrooke.ca

Acknowledgements

This work was supported by grant 298229-2009 from the National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC). The authors thank Cédric Gingras-Hill, Mathieu Hamel, Myriam Jbabdi, Geneviève Schoeb and Victorien Thiaux for their technical assistance.

2.2.1 Abstract

Several studies have quantified and compared balance recovery between healthy younger and older adults, using a variety of large postural perturbations and loss of balance directions. However, to our knowledge, no studies at the threshold of balance recovery, where avoiding a fall is not always possible, have included middle-aged adults. We thus determined the maximum lean angle from which 20 younger, 16 middle-aged and 16 older healthy adults could be suddenly released and still recover balance using a single step for forward, sideways and backward leans. Results showed that the maximum lean angles of younger adults were 23% greater than middle-aged adults and 48% greater than older adults. The maximum lean angles for forward leans were 23% greater than sideways leans and 22% greater than backward leans. These declines with age and lean direction appeared to be due to declines in response initiation, execution and geometry. Finally exponential regressions showed that the critical ages at which the ability to recover balance and avoid a fall significantly decreases were 51.0, 60.6 and 69.9yrs for forward, sideways and backward leans, respectively. Therefore, we have demonstrated that age affects the ability to recover balance nearly a decade earlier than the rate of falls. Future studies should thus not only include older adults over 65yrs, but also middle-aged adults under 65yrs, or recruit all ages from 18 to 85yrs. Finally, the critical ages identified in this study may justify an earlier screening of ageing adults to prevent future falls, especially the first fall.

Abstract Word Count: 249 / 250 words

2.2.2 Introduction

In many parts of the world, it is expected that the ageing population will increase the number of falls. In Canada, falls are the second leading cause of deaths (25%) after motor vehicle accidents, but are the leading cause of hospitalizations (58%) and permanent disabilities (53%) for unintentional injuries [SmartRisk, 2009]. In fact, falls are the main cause (38%) of unintentional injury costs, representing over 6.2 billion dollars in 2004 for Canada alone [SmartRisk, 2009]. Moreover, the rate per 100 000 of fatal and nonfatal unintentional injuries due to falls increases exponentially with age above 50yrs, increasing by 23% and 80% above the mean value for younger adults above age 60yrs and 70yrs, respectively [Center for Disease Control and Prevention et National Center for Injury Prevention and Control, 2007]. However, the critical age at which balance recovery abilities decrease significantly has not been determined. Doing so could provide guidelines for when to start screening ageing adults to prevent future falls.

Furthermore, case-control studies have shown that sideways falls, compared to other fall directions, increase hip fracture risk 3 to 5 times [Greenspan *et al.*, 1998; Schwartz *et al.*, 1998]. Even though the effect of loss of balance direction has been shown to affect balance recovery from small and medium postural perturbations, [Hsiao et Robinovitch, 2001; Maki *et al.*, 1996] to our knowledge, only 2 studies have experimentally explored balance recovery in response to large postural perturbations at the threshold of balance recovery in more than one direction. Hsiao and Robinovitch [Hsiao et Robinovitch, 1998] showed that balance recovery from support translations was more difficult for backward falls than for sideways and forward falls in younger adults (22-35yrs). Telonio and Smeesters [Telonio et Smeesters, 2007] showed that balance recovery from initial leans was not only more difficult for backward falls than for sideways and forward falls, but also more difficult for sideways than for forward falls in younger (18-28yrs) and older (63-82yrs) adults.

Finally, several studies have quantified and compared balance recovery between healthy younger (18-32yrs) and older (62-83yrs) adults at the threshold of balance recovery using a variety of postural perturbations: initial lean, [Madigan et Lloyd, 2005b; Wojcik *et al.*, 1999; Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007; Cyr et Smeesters, 2009b; Telonio et Smeesters, 2007] trip [Pijnappels *et al.*, 2005b] or pull [Moglo et Smeesters, 2006]. However, to our knowledge, no

studies at the threshold of balance recovery, where avoiding a fall is not always possible, have included middle-aged adults (33-61yrs).

Therefore, the purpose of this study was to determine the effects of age and loss of balance direction on the threshold of balance recovery, not only in healthy younger (25-44yrs) and older (65-84yrs) adults, but also in healthy middle-aged adults (45-64yrs). To achieve this, we determined the maximum lean angle from which these 3 age groups could be suddenly released and still recover balance using a single step for forward, sideways and backward leans.

2.2.3 Methods

Participants

Fifty two healthy adults ranging in age between 18 and 85yrs, with 4 participants (2 men and 2 women) for each 5yrs of age were recruited in the community: 20 younger adults (mean±SD=32.4±7.7yrs, range=19-44yrs; 1.73±0.07m; 72.6±15.0kg), 16 middle-aged adults (54.3±5.6yrs, 46-64yrs; 1.72±0.09m; 76.0±10.5kg) and 16 older adults (75.0±5.8yrs, 66-86yrs; 1.67±0.10m; 71.0±13.7kg).^{*} Written informed consent was obtained for every participant as required by our Institutional Ethics Committee. The Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q) [Gledhill, 2002] was used to exclude participants with neurological, cognitive, cardiac and musculoskeletal problems. For all participants over 60yrs, the absence of such problems was confirmed by a short clinical evaluation supervised by a physical therapist. In addition, all participants over 60yrs and post-menopausal women underwent a bone mineral density test to confirm the absence of osteoporosis.

Experimental procedure

We determined the maximum forward, sideways and backward lean angles from which each participant could be suddenly released and still recover balance using the same protocol as Telonio and Smeesters [Telonio et Smeesters, 2007]. Each participant wore a safety harness attached to an overhead rail by a cable whose length was adjusted so that, when they attempted to touch the ground, their fingertips brushed against the ground. Participants started from a

^{*} Adding the four 18-24yrs to the younger adult group did not affect our results and there was only one participant over 84yrs.

standing position with their hands resting on their chest and their feet at least 10cm apart for forward and backward leans or touching for sideways leans. Using a cable attached to a pelvic belt, participants were leaned either forward, sideways (over the dominant or preferred foot to kick a ball) or backward by adjusting the length of the lean cable. Participants had to keep equal weight over each foot for forward and backward leans, and more weight on the lean side for sideways leans (Figure 2.1), while keeping both feet on the ground (except for large forward lean angles where heels could lift off).

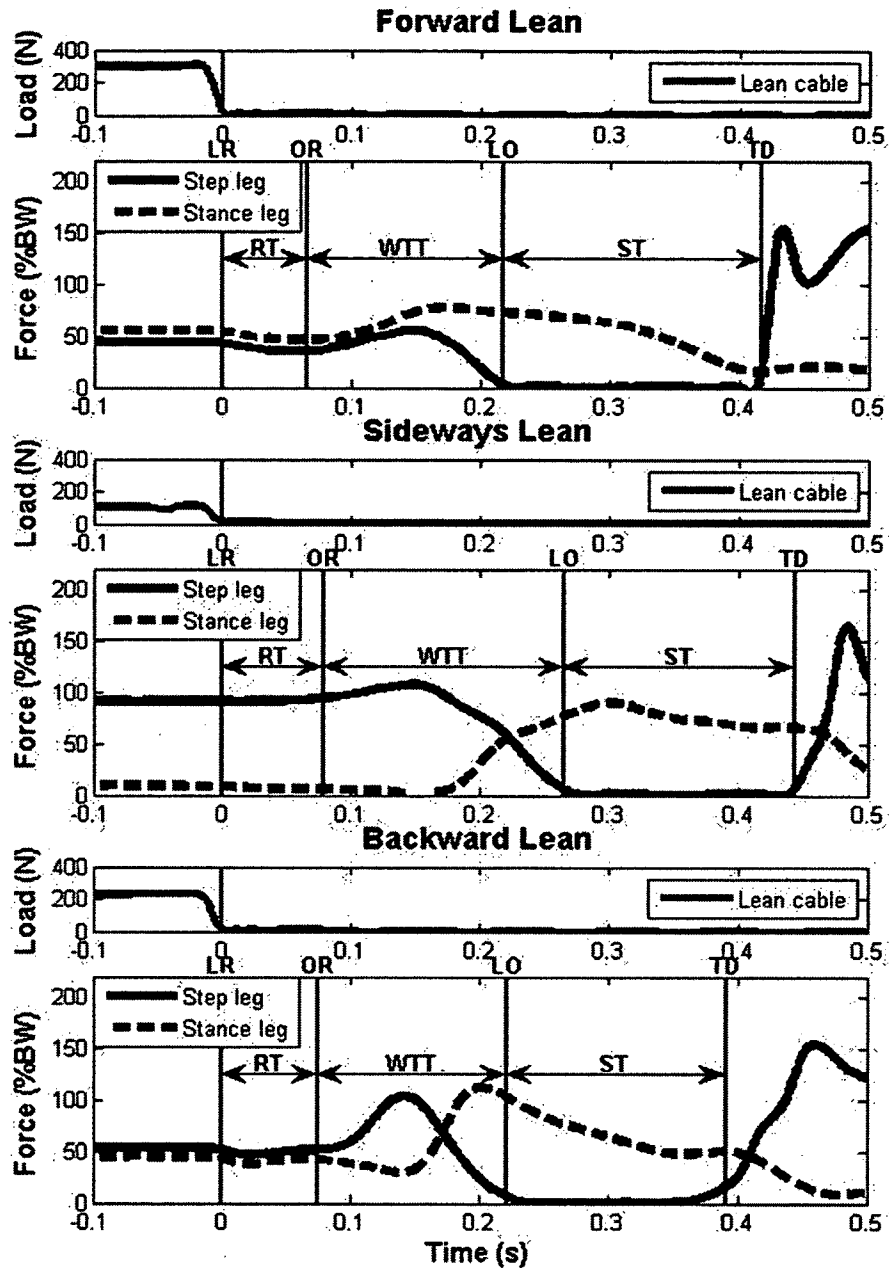


Figure 2.1 Time history of the force on the lean cable and vertical ground reaction forces under the step and stance legs for a typical participant at the maximum forward (top two graphs), sideways (middle two graphs) and backward (bottom two graphs) lean angles. Each pair of graphs show: reaction time (RT) from lean release (LR) to onset of response (OR), weight transfer time (WTT) from OR to liftoff (LO), and step time (ST) from LO to touchdown (TD). Note that, for forward (step leg = $49 \pm 6\%$ BW and stance leg = $51 \pm 6\%$ BW) and backward (step leg = $48 \pm 6\%$ BW and stance leg = $52 \pm 6\%$ BW) leans, body weight (BW) is equally distributed between each foot, while for sideways leans (inside leg = $73 \pm 24\%$ BW and outside leg = $27 \pm 24\%$ BW), weight is increased on the lean side prior to LR. As shown here, the inside leg was the step leg for $51/52=98\%$ of maximum sideways leans.

They also had to keep their knees relaxed, their body in a straight line and their eyes straight ahead. If all conditions were fulfilled, a sudden release of the lean cable was triggered after a random delay (1.0-3.0 s) creating a loss of balance. Participants were then instructed to recover their balance with a single step. Balance recovery was unsuccessful if participants used more than one step (stepping failure) or more than 20% body weight [Cyr et Smeesters, 2009a] was supported by the safety harness (harness failure). The initial lean angle started at 5deg and increased by 5deg after each successful trial until the participant failed to recover his balance. After this first unsuccessful attempt, the lean angle was decreased 2.5deg. If this trial was successful, the lean angle was increased in 2.5deg increments, until the participant failed twice at the same initial lean angle. The 3 lean directions were randomised for each participant by age and gender to balance out any learning effect. Finally a 10min rest period was used between each lean direction to reduce fatigue.

Measuring instruments and variables

Kinetic data (Figure 2.1 and Figure 2.2) was collected at 1000Hz using 4 force platforms (OR6-7, AMTI, Newton MA), measuring the loads under each foot prior to liftoff and under the stepping foot after touchdown, and 2 load cells (FD-2 and MC3A, AMTI, Newton MA), measuring the loads on the lean cable and safety harness, respectively. Kinematic data was collected at 100Hz using 4 optoelectronic position sensors (Optotrak, NDI, Waterloo ON) measuring the three-dimensional positions of 24 markers (Figure 2.3): right and left medial aspects of the 1st metatarsals and malleoli as well as right and left lateral aspects of the 5th metatarsals, malleoli, mid-calves, femoral epicondyles, mid-thighs, greater trochanters, acromions, elbows, wrists and temples. The kinetic and kinematic data were synchronized and processed using Matlab (Mathworks, Natick MA).

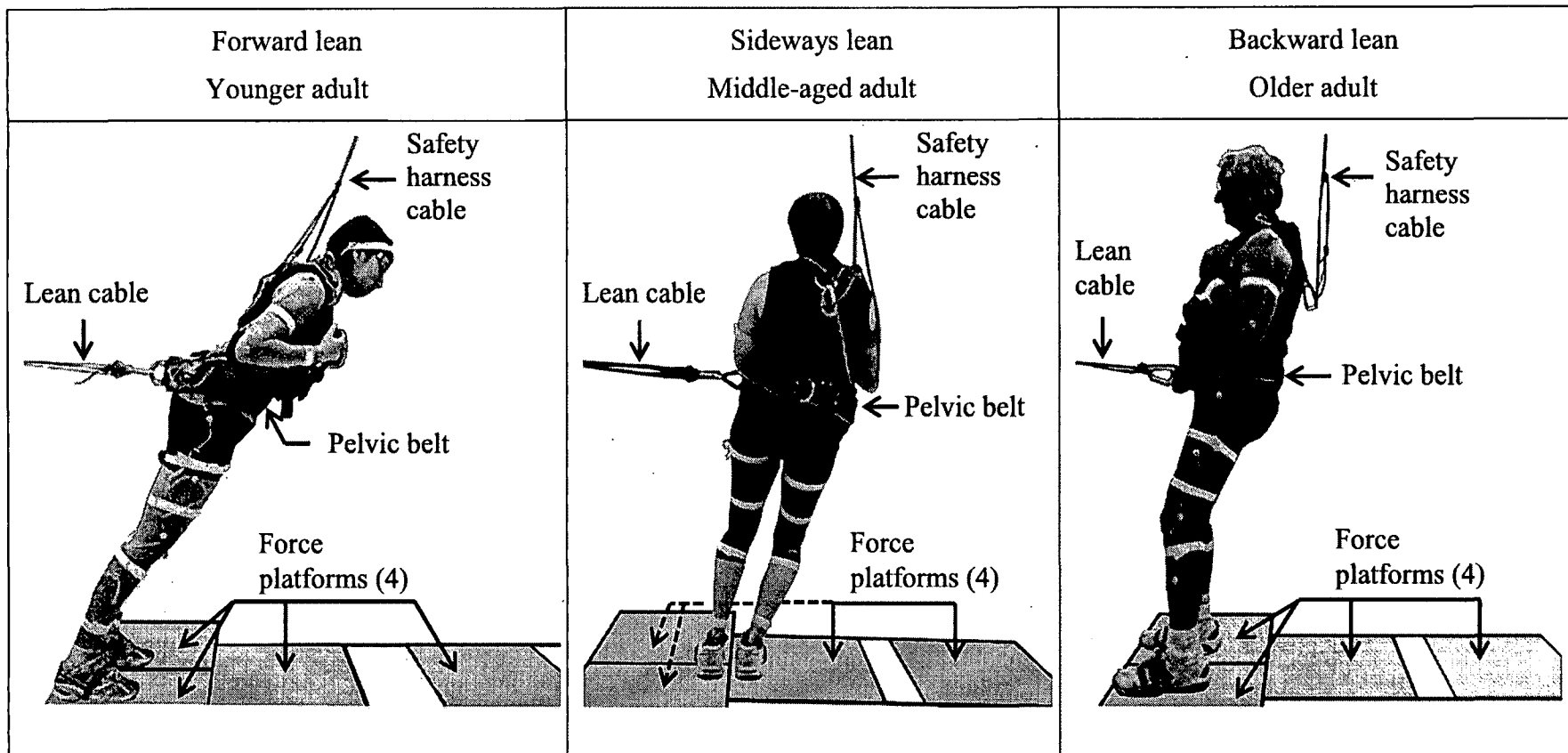


Figure 2.2 At the maximum lean angles, sagittal (forward and backward leans) and frontal (sideways leans) plane views of the initial body position at lean release for a younger (forward lean), a middle-aged (sideways lean) and an older adult (backward lean). The four force platform positions, the lean and safety harness cables, the pelvic belt and a few markers are also shown. Note that these participants are the same as those depicted in Figure 2.3.

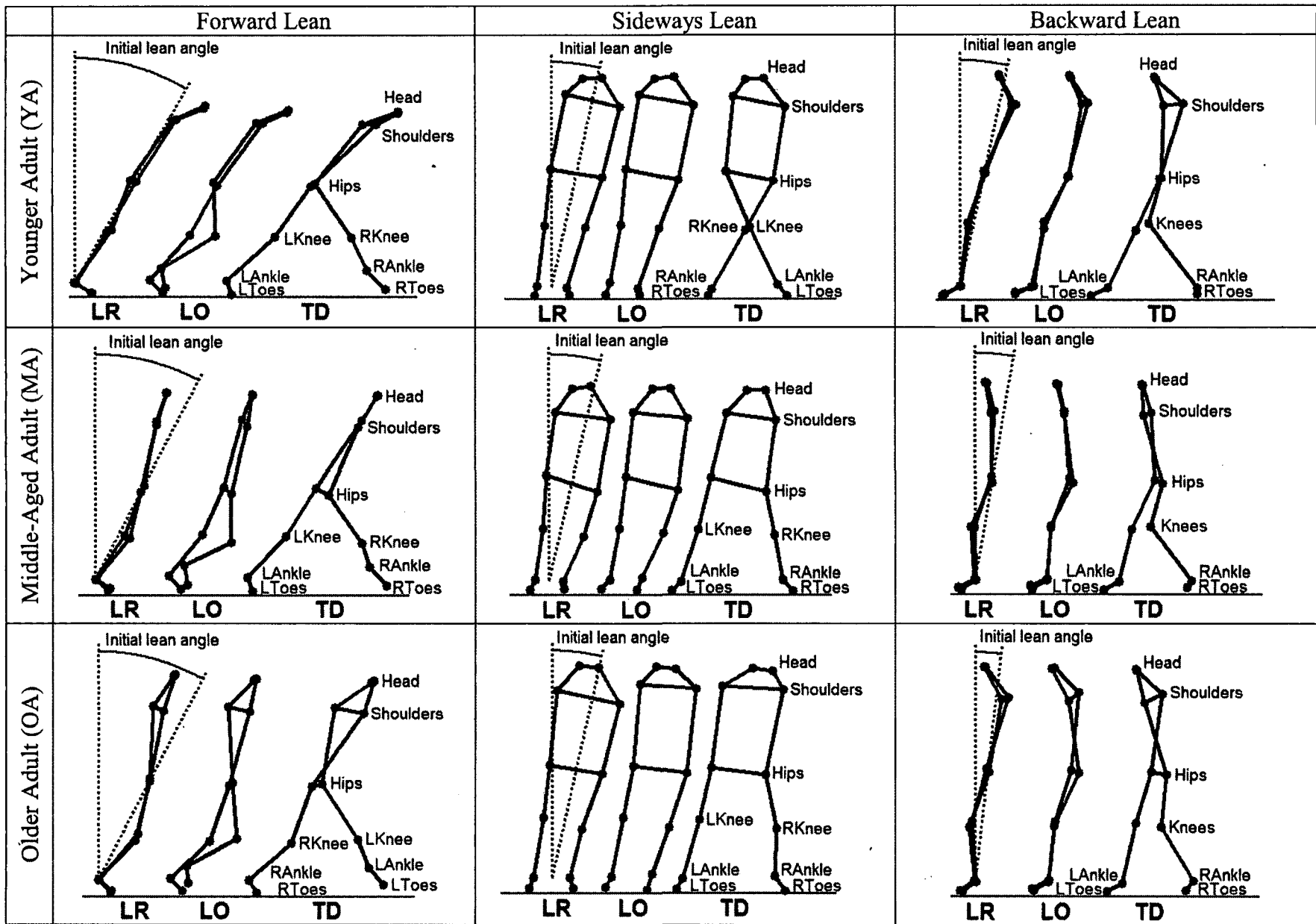


Figure 2.3 At the maximum lean angles, sagittal (forward and backward leans) and frontal (sideways leans) plane views of the marker position data for a younger, a middle-aged and an older adult.

For each lean direction and age group, the initial lean angle and position at lean release (LR), the position at liftoff (LO) and the position at touchdown (TD) are shown from left to right. Pictured markers are the right (R) and left (L) lateral aspects of the 5th metatarsal (Toe), malleolus (Ankle), femoral epicondyle (Knee), greater trochanter (Hip), acromion (Shoulder) and temple (Head). Note that the only participant (1/52=2%) that used a crossover step at the maximum sideways lean angle is depicted on the top row.

Note also that the confident younger adults very easily maintained their initial body position in a straight line (top row) and occasionally even leaned their trunk further than necessary. On the other hand, the more fearful middle-aged (middle row) and older adults (bottom row) had more difficulty keeping their knees straight and often leaned their trunk less than required. Finally, note that 8/52=15%, 1/52=2% and 11/52=21% of participants did not use their dominant leg for forward, sideways and backward leans. Overall 12/52=23% of participants did not use their dominant leg for 1 of the 3 lean directions (bottom row).

Occasionally missing marker positions were spline interpolated. Kinetic and kinematic data were then filtered using a zero-phase-shift fourth order Butterworth filter at cutoff frequencies determined by residual analysis of 40 Hz and 14 Hz, respectively.

The main variable was the maximum initial lean angle (Figure 2.3), which occurred at the last successful balance recovery. It was measured as the sagittal (forward and backward leans) or frontal (sideways leans) plane angle between the vertical and the line connecting the midpoint of the two lateral malleoli and the midpoint of the two greater trochanters prior to lean release [Telonio et Smeesters, 2007].

One variable evaluated response initiation (Figure 2.1). Reaction time was defined as the difference between the moment the vertical ground reaction force under the step leg started increasing (onset of response at inflection point) and lean release [Telonio et Smeesters, 2007].

Four variables evaluated response execution (Figure 2.1) [Telonio et Smeesters, 2007]. Weight transfer time was the difference between liftoff and the end of reaction time. Step time was the difference between touchdown and liftoff. Mean step velocity was calculated by dividing step length by step time. Maximum step velocity was the maximum anterior-posterior (forward and backward leans) or medial-lateral (sideways leans) velocity of the stepping foot lateral malleolus from liftoff to touchdown. Finally, liftoff and touchdown are defined as the moment when the vertical force under the stepping foot became zero and non-zero respectively.

Three variables evaluated response geometry [Telonio et Smeesters, 2007]. Step length and step width were measured as the anterior-posterior and medial-lateral displacements (forward and backward leans) or medial-lateral and anterior-posterior displacements (sideways leans) of the stepping foot lateral malleolus from liftoff to touchdown, respectively. Step height was the maximum minus the minimum inferior-superior position of the stepping foot lateral malleolus from liftoff to touchdown.

Data analysis

The data were analysed using SPSS v17.0 (SPSS Inc., Chicago IL) and statistical significance was set at p-values equal to or smaller than 0.05. For all kinematic variables, two-way analyses of variance with repeated measures were used to determine the overall effects of age, lean direction and their interaction. For each lean direction, the effect of age on all kinematic

variables was also more finely investigated using one-way analyses of variance. Post-hoc paired t-tests with a Bonferroni correction ($p_{i \text{ adjusted}} = N \cdot p_{i \text{ original}}$) for multiple statistical tests were used for all analyses of variance. Finally, exponential regressions for each lean direction were used to determine the critical age at which the maximum lean angles decreased below one standard deviation of the mean value of younger adults 18yrs of age.

Note that a few of the oldest adults were not able to recover balance at the smallest lean angle of 2.5deg: one 81yrs female for sideways leans, one 82yrs male for backward leans and one 86yrs female for sideways and backward leans. For these 4 cases, their maximum lean angle was set to 0deg and the other kinematic variables were taken from the 2.5deg failed trial. This was a reasonable correction given that the data points for these oldest adults respected the strong regressions between the maximum lean angle and mean step velocity, maximum step velocity and step length [Telonio et Smeesters, 2008].

2.2.4 Results

Maximum lean angles

Both age ($p < 0.001$) and lean direction ($p < 0.001$) had significant overall effects on the maximum lean angle (Tableau 2.1).

Tableau 2.1 Effects of age and lean direction on kinematic variables at the maximum lean angles (mean ± standard deviation)

| Lean direction | Age | Maximum lean angle (deg) | Reaction time (ms) | Weight transfer time (ms) | Step time (ms) | Mean step velocity (m/s) | Maximum step velocity (m/s) | Step length (mm) | Step height (mm) | Step width (mm) |
|---|--------------------------|--------------------------|--------------------|---------------------------|------------------|--------------------------|-----------------------------|------------------|------------------|------------------|
| | | | RT | WTT | ST | meanSV | maxSV | [1] SL | [2] SH | [3] SW |
| | | | | | | | | | | |
| Forward | YA | 26.0±4.7 | 73±11 | 147±19 | 201±19 | 4.60±0.68 | 6.43±0.80 | 924±130 | 179±21 | -7±41 |
| | MA | 17.8±5.3 | 83±11 | 157±23 | 204±29 | 3.61±0.71 | 5.01±0.92 | 737±171 | 156±33 | 4±39 |
| | OA | 13.2±8.7 | 88±17 | 236±99 | 223±55 | 2.83±1.23 | 3.76±1.58 | 605±240 | 120±42 | 11±54 |
| | P_{Age F} | <0.001 | 0.003 | <0.001 | 0.202 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 |
| Sideways | YA | 19.3±4.3 | 76±15 | 143±30 | 181±36 | 3.35±0.59 | 4.53±0.62 | 599±122 | 153±28 | -14±57 |
| | MA | 15.6±4.3 | 77±10 | 165±30 | 177±17 | 2.92±0.41 | 3.87±0.68 | 516±93 | 114±18 | -14±43 |
| | OA | 9.0±6.4 | 83±14 | 227±139 | 176±25 | 2.19±0.64 | 2.97±1.01 | 383±118 | 73±36 | 2±51 |
| | P_{Age S} | <0.001 | 0.300 | 0.010 | 0.854 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 |
| Backward | YA | 18.3±3.1 | 72±10 | 114±21 | 209±28 | 3.44±0.39 | 4.78±0.57 | 722±136 | 163±32 | -47±36 |
| | MA | 15.5±3.8 | 76±11 | 127±36 | 196±23 | 2.87±0.47 | 4.06±0.65 | 565±121 | 110±34 | -41±34 |
| | OA | 10.9±6.9 | 87±12 | 164±49 | 210±61 | 2.16±1.03 | 3.15±1.24 | 453±226 | 82±44 | -36±74 |
| | P_{Age B} | <0.001 | <0.001 | <0.001 | 0.532 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 |
| P_{Age} | | <0.001 | <0.001 | <0.001 | 0.432 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | 0.220 |
| P_{Age x Lean direction} | | 0.004 | 0.240 | 0.312 | 0.448 | 0.002 | <0.001 | 0.137 | 0.031 | 0.985 |
| P_{Lean direction} | | <0.001 | 0.363 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 | <0.001 |
| Age difference [4] | YA-MA | 4.9 | | | | 0.67 | 0.93 | 142 | 39 | |
| | | 0.9/9.0 | | | | 0.12/1.21 | 0.24/1.62 | 31/254 | 16/62 | |
| | YA-OA | 10.2 | -12 | -74 | | 1.41 | 1.95 | 268 | 73 | |
| | | 6.2/14.2 | -19/-5 | -113/-35 | | 0.86/1.95 | 1.26/2.64 | 157/379 | 51/96 | |
| MA-OA | 5.3 | | -59 | | 0.74 | 1.02 | 126 | 35 | | |
| | 1.0/9.5 | | -100/-18 | | 0.16/1.32 | 0.29/1.75 | 8/243 | 11/59 | | |
| Lean direction difference [4] | F-S | 4.4 | | | 31 | 0.86 | 1.28 | 256 | 39 | |
| | | 2.9/5.8 | | | 17/46 | 0.68/1.05 | 1.02/1.53 | 209/303 | 28/49 | |
| | F-B | 4.1 | | 45 | | 0.86 | 1.07 | 175 | 33 | 44 |
| | | 2.4/5.8 | | 26/64 | | 0.66/1.05 | 0.79/1.35 | 122/228 | 22/45 | 19/69 |
| S-B | 4.4 | | 44 | -27 | | | | -81 | | 32 |
| | | | 16/71 | -42/-12 | | | | -124/-37 | | 6/59 |

YA: Younger Adults (N=20), MA: Middle-aged Adults (N=16), OA: Older Adults (N=16), F: Forward, S: Sideways, B: Backward.

Significant p-values (p<0.05) are **bolded**.

[1] Forward, dominant side and backward SL were positive for forward, sideways and backward leans, respectively.

[2] SH were always upward and positive for all three lean directions.

[3] Lateral SW were positive for forward and backward leans and forward SW were positive for sideways leans.

[4] Mean (numerator) and 95% confidence interval (denominator) difference of significant (p<0.05) pairwise comparisons between ages and lean directions.

Considering all 3 lean directions together, the maximum lean angle decreased with age by 4.9, 10.2 and 5.3deg between younger adults (21.2±5.3deg), middle-aged adults (16.3±4.5deg) and older adults (11.0±7.4deg). In particular, the maximum lean angles decreased with age for each of the 3 lean directions ($p<0.001$, Figure 2.4), with all post-hoc comparisons significant, except for middle-aged vs older adults for forward leans ($p=0.136$) and younger vs middle-aged adults for sideways ($p=0.095$) and backward ($p=0.269$) leans.

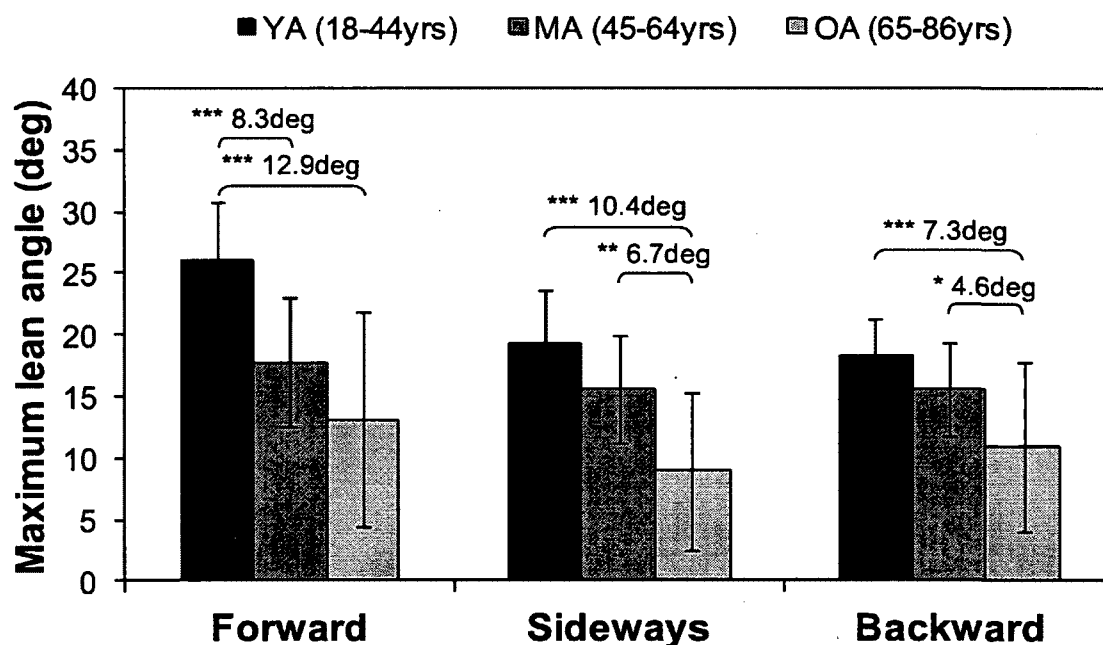


Figure 2.4 The maximum lean angles decreased with age ($p<0.001$) for each of the 3 lean directions (mean±standard deviation).

Significant mean age differences are as show: * $p\leq0.05$, ** $p\leq0.01$, *** $p\leq0.001$.

Considering all 3 age groups together, maximum lean angles for forward leans (19.0±8.3deg) were 4.4 and 4.1deg greater than for sideways (14.6±6.6deg) and backward leans (14.9±5.7deg). However, there was no significant difference between maximum lean angles for sideways and backward leans. Finally, age and lean direction also had a significant interaction for maximum lean angles ($p=0.004$), with greater lean direction differences for younger adults compared to middle-aged and older adults.

Response initiation, execution and geometry

At the maximum lean angles, age and lean direction also had significant overall effects on all kinematic variables (Tableau 2.1), except for step time and step width with age and reaction time with lean direction. Considering all 3 lean directions together, reaction time ($p < 0.001$) and weight transfer time ($p < 0.001$) were longer, mean step velocity ($p < 0.001$) and maximum step velocity ($p < 0.001$) were slower, and step length ($p < 0.001$) and step height ($p < 0.001$) were smaller with age (see Tableau 2.1 for significant post-hoc comparisons). In particular, age lengthened reaction time for forward and backward leans ($p \leq 0.003$), as well as weight transfer time for each of the 3 lean directions ($p \leq 0.010$). Age slowed mean step velocity ($p < 0.001$) and maximum step velocity ($p < 0.001$) for each of the 3 lean directions. Age diminished step length ($p < 0.001$) and step height ($p < 0.001$) for each of the 3 lean directions. Considering all 3 age groups together, weight transfer time was shorter for backward leans ($p \leq 0.001$) while step time was shorter for sideways leans ($p < 0.001$). Mean step velocity ($p < 0.001$) and maximum step velocity ($p < 0.001$) were faster for forward leans. Step length was longer for forward leans compared to sideways and backward leans and also longer for backward leans compared to sideways leans ($p < 0.001$). Step height was higher for forward leans ($p < 0.001$). Step width was narrower for backward leans ($p \leq 0.010$). Finally, age and lean direction also had a significant interaction for mean ($p = 0.002$) and maximum ($p < 0.001$) step velocity and step height ($p = 0.031$), with greater and lesser lean direction differences, respectively, for younger adults compared to middle-aged and older adults.

Age threshold for balance recovery

Exponential regressions (Figure 2.5) of the maximum forward ($r^2 = 0.537$), sideways ($r^2 = 0.622$) and backward ($r^2 = 0.574$) lean angles versus age were all significant ($p < 0.001$).

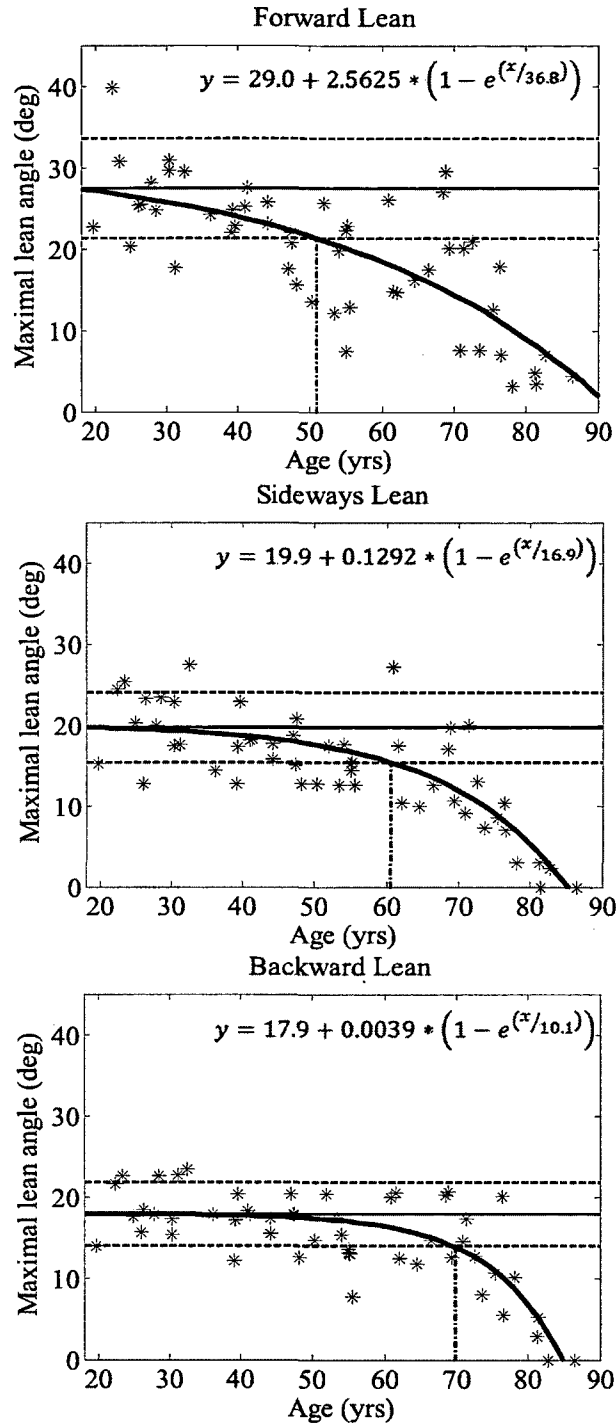


Figure 2.5 Exponential regression curves (thick solid line) of the maximum forward, sideways and backward lean angles versus age for the 52 participants: $y = b_1 + b_2(1 - e^{x/b_3})$, where $b_1 = y(x = 0)$, $b_2 = y(x = -\infty) - b_1$ and $b_3 =$ age constant. They showed that the maximum forward, sideways and backward lean angles decreased below one standard deviation (horizontal dashed lines) of the mean (thin solid line) value of younger adults 18yrs of age at the critical ages of 51.0, 60.6 and 69.9yrs (vertical dashed-dotted line), respectively.

Moreover, they showed that, at the critical ages of 51.0, 60.6 and 69.9yrs, the maximum forward, sideways and backward lean angles decreased below one standard deviation of the mean value of younger adults 18yrs of age (22%), respectively.

Failure types, crossover steps and gender

At lean angles larger than their maximum, failed balance recoveries were more often stepping (88%) than harness (12%) failures. Younger adults (21%) were more likely to sustain a harness failure than middle-aged (8%) and older (4%) adults. Harness failures were also more frequent for forward (16%) and sideways (15%) leans than for backward leans (4%). At small sideways lean angles, 2 younger adults (4%) and 2 middle-aged adults (4%) used crossover steps. Only one younger adult (2%) continued to use crossover steps at the maximum sideways lean angle (Figure 2.3). Gender did affect maximum lean angles, men having 5.1, 5.1 and 3.1deg greater maximum forward, sideways and backward lean angles than women respectively. However, as gender did not have a significant interaction with age and lean direction, it was not considered in data analysis. Finally, statistical analyses on normalized data showed similar trends.

2.2.5 Discussion

Results showed that the threshold of balance recovery is affected by both age and lean direction. The maximum lean angles of younger adults were 23% greater than middle-aged adults and 48% greater than older adults. These declines with age appeared to be due to declines in reaction time, weight transfer time, mean step velocity, maximum step velocity, step length and step height. The maximum lean angles for forward leans were 23% greater than sideways leans and 22% greater than backward leans. These declines with lean direction appeared to be due to declines in weight transfer time, step time, mean step velocity, maximum step velocity, step length, step height and step width. Finally exponential regressions showed that the critical ages at which the ability to recover balance and avoid a fall significantly decreases were 51.0, 60.6 and 69.9yrs for forward, sideways and backward leans, respectively.

The main strength of this study is that it determined, for the first time, the forward, sideways and backward thresholds of balance recovery in middle-aged adults. It thus allowed the determination of the critical ages at which balance recovery abilities decrease significantly, which in the case of forward and sideways leans is 14.0 and 4.4yrs prior to the traditional 65yrs

minimum used in most studies with older adult groups. We evenly distributed the number and gender of participants for each 5yrs of age between 18 and 86yrs to avoid the potential bias that a 3 age group sampling could have produced (ex: a non-centered mean age with a small standard deviation). We also randomized the order of the 3 lean directions by age and gender, to balance out any learning effect across lean directions.

The main limitations of this study were that participants were aware of the upcoming postural perturbation and that they wore a safety harness, unlike real fall situations. Despite this, the random delay before lean release preserved the effect of surprise. The safety harness is necessary to ensure participant safety due to the large postural perturbations involved at the threshold of balance recovery. Furthermore, we do not believe that the safety harness altered the natural movements of the participants, since they often forgot that they were still attached to it by the end of the experiment. Finally, the fact that the initial lean angle was increased gradually within each lean direction and not randomized probably induced a learning effect. However, this was decided to ensure participant safety, by reducing the total number of trials (8.4 ± 2.5 trials for each lean direction) and thus reducing fatigue.

Despite these limitations, the results obtained for maximum lean angle and all the other kinematic variables were similar to those obtained by other studies in younger and older adults [Wojcik *et al.*, 1999; Madigan et Lloyd, 2005b; Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007; Cyr et Smeesters, 2009b; Telonio et Smeesters, 2007; Pijnappels *et al.*, 2005b; Moglo et Smeesters, 2006]. In particular, they are very similar to those of Telonio et al. for forward, sideways and backward leans in younger and older adults, except for two notable exceptions. While we did not find significant differences, Telonio et al. found that maximum lean angles for backward leans were 2.0deg smaller than for sideways leans. This is a small difference and may just be due to differences in population samples. While Telonio and al. found step heights of 258 ± 44 mm, we found step heights of 131 ± 48 mm. This is due to the fact that Telonio and al. measured their step height as the maximum inferior-superior position of the stepping foot lateral malleolus from liftoff to touchdown relative to the ground, while we measure our step height relative to the minimum position of the malleolus. The height of the malleolus relative to the ground thus explains the difference.

The decline with age in the ability to recover balance found in this experimental study is consistent with clinically measured declines with age in perceptuo-sensory, cognitive and sensory-motor abilities, such as vibration sensibility (linear), [de Michele *et al.*, 1991] trail making tests A (exponential over 55yrs) and B (linear), [Tombaugh, 2004] and timed one-legged balance (exponential over 50-60yrs), [Bohannon *et al.*, 1984] respectively. Moreover, we have demonstrated that age affects the ability to recover balance nearly a decade earlier than the rate of falls. Indeed, the rate per 100 000 of fatal and nonfatal unintentional injuries due to falls increases exponentially with age by 23% from the mean value for younger adults only above age 60yrs [Center for Disease Control and Prevention et National Center for Injury Prevention and Control, 2007]. However, balance recovery from initial lean angles decreases exponentially with age by 22% from the mean value for younger adults as early as 51.0yrs for forward leans, at 60.6yrs for sideways leans and at 69.9yrs for backward leans. Future studies should thus not only include older adults over 65yrs, but also middle-aged adults under 65yrs. In fact, to get a continuous picture of the effect of age, one must recruit all ages from 18 to 85yrs. Finally, the critical ages at which balance recovery abilities decrease significantly identified in this study may justify an earlier screening of ageing adults to prevent future falls, especially the first fall.

Word Count: 2983 / 3000 words

2.2.6 References

- Bohannon, R. W., Larkin, P. A., Cook, A. C., Gear, J. et Singer, J. (1984). Decrease in Timed Balance Test Scores with Aging. *Physical Therapy*, volume 64, numéro 7, p. 1067-1070.
- Center for Disease Control and Prevention et National Center for Injury Prevention and Control (2007). *Web-based Injury Statistics Query and Reporting System (WISQARS)*. <http://www.cdc.gov/injury/wisqars/index.html> (page consultée le 8 février 2011).
- Cyr, M.-A. et Smeesters, C. (2009a). Maximum allowable force on a safety harness cable to discriminate a successful from a failed balance recovery. *Journal of Biomechanics*, volume 42, numéro 10, p. 1566-1569.
- Cyr, M. A. et Smeesters, C. (2009b). *Effects of age and instructions limiting the number of steps on the threshold of balance recovery*, 33rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, State College PA.
- de Michele, G., Filla, A., Coppola, N., Bisogno, A., Trombetta, L., Santorelli, F. et Campanella, G. (1991). Influence of age, gender, height and education on vibration sense: A study by tuning fork in 192 normal subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, volume 105, numéro 2, p. 155-158.
- Gledhill, N., 2002. Physical Activity Readiness Questionnaire: PAR-Q. Canadian Society for Exercise Physiology, Ottawa ON.
- Greenspan, S. L., Myers, E. R., Kiel, D. P., Parker, R. A., Hayes, W. C. et Resnick, N. M. (1998). Fall Direction, Bone Mineral Density, and Function: Risk Factors for Hip Fracture in Frail Nursing Home Elderly. *The American Journal of Medicine*, volume 104, numéro 6, p. 539-545.
- Hsiao-Wecksler, E. T. et Robinovitch, S. N. (2007). The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clinical Biomechanics*, volume 22, numéro 5, p. 574-580.
- Hsiao, E. T. et Robinovitch, S. N. (1998). Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *Journal of Biomechanics*, volume 31, numéro 1, p. 1-9.
- Hsiao, E. T. et Robinovitch, S. N. (2001). Elderly Subjects' Ability to Recover Balance With a Single Backward Step Associates With Body Configuration at Step Contact. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, volume 56, numéro 1, p. M42-M47.
- Madigan, M. L. et Lloyd, E. M. (2005). Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 60A, numéro 4, p. M481-485.
- Maki, B. E., McIlroy, W. E. et Perry, S. D. (1996). Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. *Journal of Biomechanics*, volume 29, numéro 3, p. 343-353.

- Moglo, K. E. et Smeesters, C. (2006). *Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery*, 30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Blacksburg VA.
- Pijnappels, M., Bobbert, M. F. et van Dieen, J. H. (2005). Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait and Posture*, volume 21, numéro 4, p. 388-394.
- Schwartz, A. V., Kelsey, J. L., Sidney, S. et Grisso, J. A. (1998). Characteristics of Falls and Risk of Hip Fracture in Elderly Men. *Osteoporosis International*, volume 8, numéro 3, p. 240-246.
- SmartRisk (2009). *The economic burden of injury in Canada*. SmartRisk, Toronto ON, 129 p.
- Telonio, A. et Smeesters, C. (2007). *Effects of age and loss of balance direction on the kinematics of the threshold of balance recovery*, 31st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Stanford CA.
- Telonio, A. et Smeesters, C. (2008). *Performance measures that influence the most the ability to recover balance to avoid a fall*, 4th North American Congress on Biomechanics, Ann Arbor MI.
- Tombaugh, T. N. (2004). Trail Making Test A and B: Normative data stratified by age and education. *Archives of Clinical Neuropsychology*, volume 19, numéro 2, p. 203-214.
- Wojcik, L. A., Thelen, D. G., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. et Alexander, N. B. (1999). Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 54A, numéro 1, p. M44-50.

2.3 Post-propos

Le présent post-propos présente certaines informations qui n'ont pas pu être divulguées dans l'article puisque le nombre de mots est limité. Il présente d'abord un sommaire intégrant une discussion, puis présente certaines recommandations sur l'expérience de la tour inclinée en tant que telle et sur la procédure expérimentale employée.

2.3.1 Sommaire et discussion

L'expérience utilisant la tour inclinée sur des groupes de participants jeunes, mi-âgés et âgés a permis de démontrer que l'âge et la direction de la perte d'équilibre influencent la limite du rétablissement de l'équilibre. En effet, l'angle d'inclinaison maximal de rétablissement de l'équilibre des jeunes augmente de 4.9° (23%) comparativement aux mi-âgés et de 10.2° (48%) relativement aux âgés, tandis que l'angle des mi-âgés augmente de 5.3° (33%) par rapport aux âgés. Cette diminution s'explique par un déclin de ces mesures de performance : le temps de réaction, le temps de transfert du poids, la vitesse moyenne et maximale du pas, la longueur et la hauteur du pas. Pour ce qui a trait à la direction d'inclinaison, l'angle maximal vers l'avant est 4.4° (23%) plus grand que vers le côté et 4.1° (21%) plus grand que l'arrière. Cette différence s'explique par une modification du temps de transfert du poids, du temps du pas, de la vitesse moyenne et maximal du pas, en plus de la longueur, hauteur et largeur du pas.

Autant pour l'âge que pour la direction de la perte d'équilibre, les données trouvées se comparent à la littérature [Madigan et Lloyd, 2005; Wojcik et al., 1999; Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007; Pijnappels et al., 2005], mais plus particulièrement avec celles provenant du même laboratoire, c'est-à-dire des communications de Moglo et Smeesters [2006], Cyr et Smeesters [2009; 2007] et Telonio et Smeesters [2007]. Par contre, même en utilisant une méthodologie quasi-identique, certaines différences entre l'angle d'inclinaison maximum, le temps de réaction, le temps du pas, la hauteur du pas et le type d'échec subsistent d'avec Telonio et Smeesters [2007]. La discussion du chapitre 2 a déjà adressé les différences sur l'angle d'inclinaison maximum et la hauteur du pas. Telonio et Smeesters [2007], obtiennent un temps de réaction de 15 ms plus lent pour l'arrière comparativement à l'avant, tandis que

pour ce mémoire, il est identique pour toutes les directions. Aussi, ils obtiennent un temps du pas plus lent pour l'arrière, soit de 41 ms et 36 ms de plus que l'avant et le côté, respectivement, tandis que pour ce projet, le côté se trouve être le plus rapide des trois directions. Le fait de s'assurer d'une dispersion uniforme par tranche de 5 ans d'âge pour ce projet par rapport à un échantillonnage plus général jeunes-âgés pour Telonio et Smeesters [2007] peut expliquer les disparités mineures observées entre les deux études. De plus, dans ce projet de mémoire, un plus grand nombre d'échecs reliés au nombre de pas (stepping failures) se sont produits que pour l'étude de Telonio et Smeesters [2007]. Ce type d'échec se présente plus fréquemment chez la population âgée. La différence s'expliquerait donc simplement parce que le présent projet incluait des gens plus âgés.

Finalement, la régression exponentielle a permis de déterminer que l'habileté à rétablir l'équilibre pour éviter une chute décroît significativement à un âge critique de 51.0, 60.6 et 69.9 ans pour l'avant, le côté et l'arrière respectivement. Ces seuils correspondent à l'endroit où l'angle maximal de rétablissement de l'équilibre diminue en deçà d'un écart-type de la valeur moyenne d'un jeune adulte de 18 ans pour chaque direction.

Ces résultats confirment en partie l'hypothèse de départ, c'est-à-dire que les mesures de performances décroîtraient à partir d'un certain âge critique qui dépend de la direction, mais non du sexe. Contrairement à l'hypothèse et à la majorité de la littérature, le sexe a légèrement affecté l'angle maximal de rétablissement de l'équilibre. Les hommes obtenaient en moyenne des angles de 5.1°, 5.1° et 3.1° de plus que les femmes pour l'avant, le côté et l'arrière, respectivement. Des t-tests par groupes de 10 ans de tranche d'âge ont été effectués pour chaque direction afin d'expliquer et de situer la différence trouvée. Une différence significative entre les sexes apparut pour l'avant entre 70 et 79 ans ($p=0.002$) avec une tendance entre 18 et 29 ans ($p=0.056$). Pour le côté, une différence significative a été observée entre 50 et 59 ans ($p=0.041$), entre 60 et 69 ans ($p=0.008$), entre 80 et 86 ans ($p=0.018$) et avec une tendance entre 70 et 79 ans ($p=0.064$). Aucune différence entre les sexes n'a été observée pour l'arrière. De façon subjective, basée sur les observations effectuées lors des évaluations cliniques et sur les discussions avec les participants, la nature de la différence entre les sexes pourrait s'expliquer par un écart du niveau d'activité physique entre les hommes et les femmes à la retraite. Selon les propos échangés avec les participants lors des expérimentations, la plupart des hommes qui débutent leur retraite décident d'augmenter et de diversifier leur

niveau d'activité physique, tandis que les femmes s'engagent plus fréquemment dans des activités de nature culturelles ou artistiques. Cette explication concorde donc avec les percées sur l'importance de la puissance musculaire des membres inférieurs dans le rétablissement de l'équilibre pour éviter une chute de Telonio et al [2008].

Autre point intéressant, cinq des participants âgés admis avaient déjà complété l'expérience de la tour inclinée dans le cadre de l'étude de Telonio et Smeesters [2007]. La différence d'âge, ainsi que la différence entre leurs résultats d'angle maximum d'inclinaison pour chaque direction entre le moment où les sujets ont participé à l'étude de Telonio et Smeesters [2007] et la présente étude sont présentés au tableau 2.2.

Tableau 2.2 Différence d'âge et des angles maximaux d'inclinaison des participants qui ont participé à l'étude de Telonio et Smeesters et à l'étude de ce présent projet de mémoire

| | Âge (ans) | Différence d'âge (ans) | Différence d'angle maximal vers l'avant (degrés) | Différence d'angle maximal sur le côté (degrés) | Différence d'angle maximal vers l'arrière (degrés) |
|------------|-----------|------------------------|--|---|--|
| Moyenne | 75.3 | 3.8 | -1.1 | -1.8 | 0.0 |
| Écart type | 8.1 | 1.0 | 6.3 | 3.8 | 6.8 |
| Minimum | 68.5 | 3.0 | -9.3 | -7.7 | -10.8 |
| Maximum | 86.4 | 5.3 | 5.1 | 3.0 | 7.7 |

Ce tableau permet d'illustrer deux choses : le fait d'avoir déjà participé à une expérience de tour inclinée n'augmente pas l'habileté à rétablir l'équilibre et selon les écarts observés, une grande variabilité dans les différences d'angles existe. Cette variabilité existe également entre les directions pour un même sujet, par exemple il peut avoir augmenté son résultat pour une direction et diminué pour les deux autres directions. La différence d'angle observée peut s'expliquer par une modification du niveau, de l'intensité et du type d'activité physique pratiquée par le sujet. En discutant avec ces derniers, il a été découvert que certains, par peur de chuter, avaient diminué leurs activités et s'en tenait à aller marcher à des endroits asphaltés et plutôt plats au lieu de faire du vélo ou de jouer au tennis par exemple.

Finalement, la contribution majeure de ce projet de maîtrise consiste à avoir caractérisé, pour la première fois, les mesures de performance du rétablissement de l'équilibre à la limite du possible chez les gens mi-âgés pour toutes les directions. De plus, pour la première fois, un

âge critique où l'habileté à rétablir l'équilibre décroît significativement a été établi pour chaque direction.

Par conséquent, les études futures devraient inclure non seulement des personnes jeunes de 30 ans et moins et âgées de 65 ans et plus pour comprendre l'effet du vieillissement sur le rétablissement de l'équilibre, mais bien tous les gens de 18 à 85 ans. Dans une optique de prévention des chutes, les âges critiques suggèrent également que le dépistage de l'habileté à rétablir l'équilibre devrait commencer plus tôt.

2.3.2 Recommandations

Processus d'éligibilité à l'expérience de la tour inclinée

Puisque le questionnaire d'aptitude à l'activité physique (Q-AAP) et l'évaluation clinique étaient utilisés pour la première fois pour vérifier l'admissibilité d'un participant, une critique de ces outils s'impose. D'abord, le Q-AAP consiste en sept questions qui évaluent l'aptitude générale d'une personne à entreprendre une nouvelle activité physique ou dans le cas présent, l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre. Pour être admissible, la personne devait avoir répondu non à toutes les questions. L'admissibilité pouvait se confirmer même si la personne répondait oui à une question, la décision devait alors se prendre selon le jugement clinique de l'évaluateur. Par exemple, si elle répondait oui à la question 6 : *Des médicaments vous sont-ils actuellement prescrits pour contrôler votre tension artérielle ou un problème cardiaque (par exemple, des diurétiques)?* Dans cette situation, si la personne était déjà active, qu'elle prenait ce médicament depuis plusieurs années déjà et que sa tension artérielle demeure bien contrôlée depuis, il n'y a pas de risque accru pour la personne à participer à l'expérience, donc elle serait éligible. Le Q-AAP s'adresse initialement aux gens âgés entre 15 et 69 ans, par contre, il a été utilisé pour tous dans ce projet. Il faut rappeler que toute personne de 60 ans et plus éligible suite au questionnaire, devait passer une évaluation clinique qui comprenait une ostéodensitométrie. Les femmes ménopausées devaient également réussir le test d'ostéodensitométrie pour valider leur éligibilité.

En premier lieu, pour le présent projet, tous les sujets de 60 ans et plus qui ont réussi le Q-AAP ont également réussi l'évaluation clinique, sauf à deux reprises où leur participation a été refusée suite aux résultats de l'ostéodensitométrie. Selon ces résultats et puisque l'évaluation

clinique prend en moyenne deux heures par participant, le Q-AAP en plus de l'ostéodensitométrie devraient être suffisants pour les participants entre 60 et 69 ans. Par contre, une l'évaluation clinique demeurerait pour tous les participants de 70 ans ou plus.

En deuxième lieu, il est arrivé à deux reprises qu'un participant finisse par dévoiler pendant l'expérimentation, donc après avoir passé le Q-AAP et l'évaluation clinique, des troubles articulaires. La première possédait une prothèse de genou, tandis que la deuxième se faisait injecter les genoux à la cortisone en attendant des remplacements complets aux deux genoux. Par contre, ces derniers étaient actifs et cela ne les empêchaient pas de participer à des activités physiques intenses et soutenues, donc n'ont pas cru bon de nous en informer. Cela pourrait s'expliquer par la formulation de la question 5 : *Avez-vous des problèmes osseux ou articulaires [...] qui pourraient s'aggraver par une modification de votre niveau de participation à une activité physique?* Pour parer à cette situation et à certaines circonstances problématiques mineures rencontrées lors de ce projet, un questionnaire modifié plus complet est proposé à l'annexe E.

Dans ce questionnaire modifié, une question pour savoir si la personne a chuté dans la dernière année est ajoutée. Il faut demeurer vigilant en la posant puisque les gens ont tendance à oublier qu'ils ont chuté ou à minimiser la gravité de leur chute. En fait, il est arrivé à au moins deux reprises que des participants qui avaient répondu non à la question se présentent la journée de l'évaluation clinique avec des bandages suite à une chute. Puisqu'ils ne s'étaient pas gravement faits mal ou ne s'étaient pas rendus à l'hôpital, ils ne considéraient pas leur chute comme une « vraie » chute, mais plus comme un accident de parcours.

Finalement, dans la procédure il est spécifié qu'une autorisation médicale par le biais du questionnaire propre à l'activité physique utilisé par un médecin (X-AAP) pourrait être demandé au participant qui a répondu oui à une des questions du Q-AAP. Dans le cadre de ce projet, donc considérant les 52 participants, il n'est jamais arrivé que cette mesure soit nécessaire. Vu la nature même de l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre et pour des raisons de simplicité, si une autorisation médicale devient nécessaire, il serait mieux de refuser la participation à cette personne. La seule exception pourrait être si une personne a subi une chirurgie ou un traumatisme récent qui ne lui permet pas de participer, mais qu'elle est active et tient absolument à participer.

Procédure expérimentale

Selon les participants, certaines directions sont plus difficiles ou intimidantes que d'autres. En général, le côté est plus difficile et l'arrière rend plus craintif. Cela fait en sorte que les gens sont réticents à mettre leur poids dans la ceinture pelvienne et rend l'inclinaison difficile dans ces directions. De plus, ce phénomène s'amplifie avec l'âge. Puisque l'ordre des directions doit demeurer aléatoire, il serait intéressant de commencer l'expérimentation avec quelques essais préliminaires vers l'avant, malgré l'ordre déterminé, pour les participants au-dessus de 60 ans ou lorsque jugé nécessaire par les évaluateurs. Cela permettrait d'habituer le participant à la procédure, tout en le mettant en confiance et ainsi faciliter le déroulement du reste de l'expérience. De plus, cela aiderait à confirmer leur pied dominant.

Une autre problématique qui a été rencontrée lors des expérimentations est que le marqueur situé sur l'acromion est souvent manquant. Puisque ce marqueur n'intervient pas dans les calculs, il serait intéressant de le placer à environ 2 cm en bas de l'acromion, donc sur le deltoïde médian. Cela permettrait de conserver un squelette intact du sujet sans créer de problème lors des calculs avec Matlab.

3 ARTICLE SUR LA DÉTERMINATION DE LA FRÉQUENCE DE COUPURE APPROPRIÉE

3.1 Avant-propos

Auteurs et affiliation :

E. Carbonneau : étudiante à la maîtrise, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique

R. Fontaine : professeur, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie électrique et génie informatique

C. Smeesters : professeure, Université de Sherbrooke, Faculté de génie, Département de génie mécanique

Date de soumission : l'article sera soumis au courant de l'automne 2012.

Revue : Journal of Biomechanics

Titre français : Une approche pratique pour déterminer les fréquences de coupure appropriées pour des données d'analyse du mouvement.

Contribution au document :

Cet article contribue au mémoire puisqu'il présente le travail effectué sur le traitement de signal au cours de ce projet de maîtrise, soit la méthodologie élaborée pour déterminer les fréquences de coupure appropriées, à l'aide des données de plateformes de force provenant de l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre présentée précédemment. La discussion se trouve présentée différemment que dans les articles typiques puisqu'elle recense les étapes à suivre pour correctement utiliser l'algorithme appuyé d'autres exemples de signaux obtenus dans le laboratoire. De ce fait, l'annexe J présente l'analyse effectuée jusqu'à maintenant sur la cellule de charge à un degré de liberté mentionnée dans l'article. De plus, l'annexe K constitue le code Matlab utilisé pour développer la méthode avec les commentaires en français.

Résumé français :

Pour minimiser l'effet du bruit sur les données d'analyses du mouvement filtrer les données est souvent nécessaire. Cela requiert le choix d'une fréquence de coupure appropriée, puisqu'elle déterminera le niveau de distorsion du signal ou de bruit qui passera au travers du filtre. Malheureusement, la littérature sur comment sélectionner automatiquement ces fréquences n'est pas très accessible par les chercheurs en analyse du mouvement et ne fournit pas assez de détails sur comment mettre en œuvre ces algorithmes. Cette étude présente une approche pratique à l'analyse fréquentielle : en proposant un algorithme pour déterminer les fréquences de coupure appropriées selon la densité du spectre de puissance et l'analyse résiduelle, et en évaluant l'effet de ces fréquences sur un ensemble de résultats en analyse du mouvement. Elle se résume en 5 étapes faciles : 1) s'assurer que les données sont aussi propres que possible, 2) sélectionner les signaux sur lesquels l'analyse fréquentielle sera effectuée, 3) effectuer l'analyse fréquentielle (code Matlab fournit), 4) évaluer l'effet des fréquences de coupure sélectionnées et 5) procéder à des tests additionnels en utilisant la fréquence de coupure définitive. Les résultats démontrent que la densité du spectre de puissance et l'analyse résiduelle donnent des fréquences de coupure différentes. Cependant, ce qui est plus important, c'est que chaque méthode donnait de grandes distributions de fréquences de coupure potentielles, soulignant le fait que l'on ne peut pas évaluer l'effet des fréquences de coupure sur un seul signal, essai, facteur ou participant. En effet, il n'y a pas de fréquence de coupure « idéale » à cause de la grande variabilité des mouvements humains, montages expérimentaux et équipements de laboratoire. Il est espéré que cette approche plus conviviale, visuelle et intuitive mènera à une meilleure compréhension de l'importance de l'analyse fréquentielle.

Note : À la suite des corrections demandées par les membres du jury, le contenu de cet article diffère de celui qui a été soumis.

3.2 Article sous sa forme manuscrite

A Practical Approach to Determine Appropriate Cutoff Frequencies for Motion Analysis Data

Evelyne Carbonneau,^{1,2} Réjean Fontaine, Eng., Ph.D.,³ and Cécile Smeesters, Eng., Ph.D.^{1,2}

¹ Research Center on Aging, Sherbrooke QC, Canada

² Department of Mechanical Engineering, Université de Sherbrooke, Sherbrooke QC, Canada

³ Department of Electrical Engineering and Computer Engineering,
Université de Sherbrooke, Sherbrooke QC, Canada

Keywords: Frequency analysis, Cutoff frequency, Residual analysis,
Power spectrum density, Motion analysis

Word Count: 3336 / 3000 words

Corresponding Author:

Cécile Smeesters, Eng., Ph.D.
Associate Professor
Department of Mechanical Engineering
Université de Sherbrooke
Sherbrooke (Quebec) J1K 2R1
Canada
Telephone: 819-821-8000 ext 62850
Fax: 819-821-7163
Email: Cecile.Smeesters@USherbrooke.ca

3.2.1 Abstract

To minimize the effect of noise on motion analysis data, filtering is often necessary. This requires the determination of an appropriate cutoff frequency, which will determine the amount of signal distortion and noise passed through the filter. Unfortunately, the literature on how to automatically select such frequencies is not very approachable for motion analysis researchers and does not provide sufficient details on how to implement such algorithms. This study presents a practical approach to frequency analysis by: proposing an algorithm to determine appropriate cutoff frequencies using both power spectrum density and residual analysis, and evaluating the effect of these frequencies on a set of motion analysis results. It is summarized in 5 easy steps: 1) make sure that the data is as clean as possible, 2) select the signals on which to perform the frequency analysis, 3) perform the frequency analysis (Matlab code provided), 4) evaluate the effect of the selected cutoff frequencies, and 5) proceed with additional tests using the definitive cutoff frequency. Results showed that power spectrum density and residual analysis gave different cutoff frequencies. More importantly, each method gave wide distributions of potential cutoff frequencies, emphasizing the fact that one cannot evaluate the effect of cutoff frequencies on a single signal, trial, factor or participant. Indeed, there is no “optimal” cutoff frequency because of the large variability of human movements, experimental setups and laboratory equipment. Hopefully, this more user friendly, visual and intuitive approach will lead to a better comprehension of the importance of frequency analysis.

Abstract Word Count: 249 / 250 words

3.2.2 Introduction

In motion analysis, both kinematic and kinetic data are often required. Kinematic data is usually acquired using simple video or optoelectronic cameras to measure the two or three dimensional positions of markers on the human body. Kinetic data, which will be the focus of this study, is usually acquired using simple load cells or force platforms to measure the loads applied by the human body on the environment. Unfortunately, both kinematic and kinetic data are subject to noise, namely random undesirable data that is added to the signal of interest.

Noise can become a problem in motion analysis in several instances. The power of the noise is highly amplified by the differentiation of kinematic data to obtain velocities and accelerations from marker positions. If the power of the noise is considerable (ex: impacts during running), it can interfere with the identification of specific events in time at local minimums or maximums of kinetic data (ex: toe-off and heel-strike when the ground reaction forces become zero and non-zero, respectively). Finally, both of these problems will affect the calculation of joint moments and powers at specific times when kinematic and kinetic data are combined in inverse dynamics.

To minimize the effect of noise on motion analysis data, the first step should be to identify its source and eliminate it if possible. The second step is to select a suitable sampling frequency which, according to the Nyquist-Shannon sampling theorem, should be at least twice as high as the highest frequency present in the signal to avoid aliasing errors [Giakas, 2004; Winter, 2005]. Note that in this study it is assumed that the data acquisition system is properly chosen, particularly that it admits minimal noise and includes an appropriate analog anti-aliasing filter. Finally, to attenuate the remaining noise, the final step is to filter the data.

Motion analysis data is usually low-pass filtered, since motion analysis signals are usually in the low frequency spectrum and the associated noise is in the high frequency spectrum, with some overlap [Giakas, 2004; Winter, 2005]. A low-pass filter will let the low frequency signal, below the cutoff frequency, pass unattenuated while at the same time attenuating the high frequency noise, above the cutoff frequency. There is however a transition region, around the cutoff frequency, where the signal is also slightly attenuated (amplitude distortion) and where

a portion of the noise does pass through. The width of the transition region is determined by the order of the filter. The 2nd order Butterworth filter is the most popular filter for motion analysis data [Winter, 2005; Giakas, 2004]. However, as this filter shifts the timing (or phase distortion) of the signal, the same filter must also be applied in the reverse direction to remove this time shift. The result is thus a zero-phase-shift 4th order Butterworth filter.

The determination of an appropriate cutoff frequency is crucial [Giakas, 2004; Stergiou *et al.*, 1999], since there will be more signal originating from high frequency components enabling sharp transition of the signal if the cutoff frequency is too low, and more noise will pass through the filter if the cutoff frequency is too high. Two methods are often used in motion analysis to determine an appropriate cutoff frequency: Power spectrum density (Figure 3.1, [Giakas, 2004]) shows the distribution of the power of the signal over its frequencies and thus the importance of the added noise (when the power spectrum density becomes nearly flat) compared to the signal. Residual analysis (Figure 3.2, [Winter, 2005]) shows the root mean square difference between the filtered and unfiltered signals as a function of cutoff frequencies and thus reflects the characteristics of the filter in the transition region (where signal distortion competes with noise in the filter). Both methods will be fully explained in the methods.

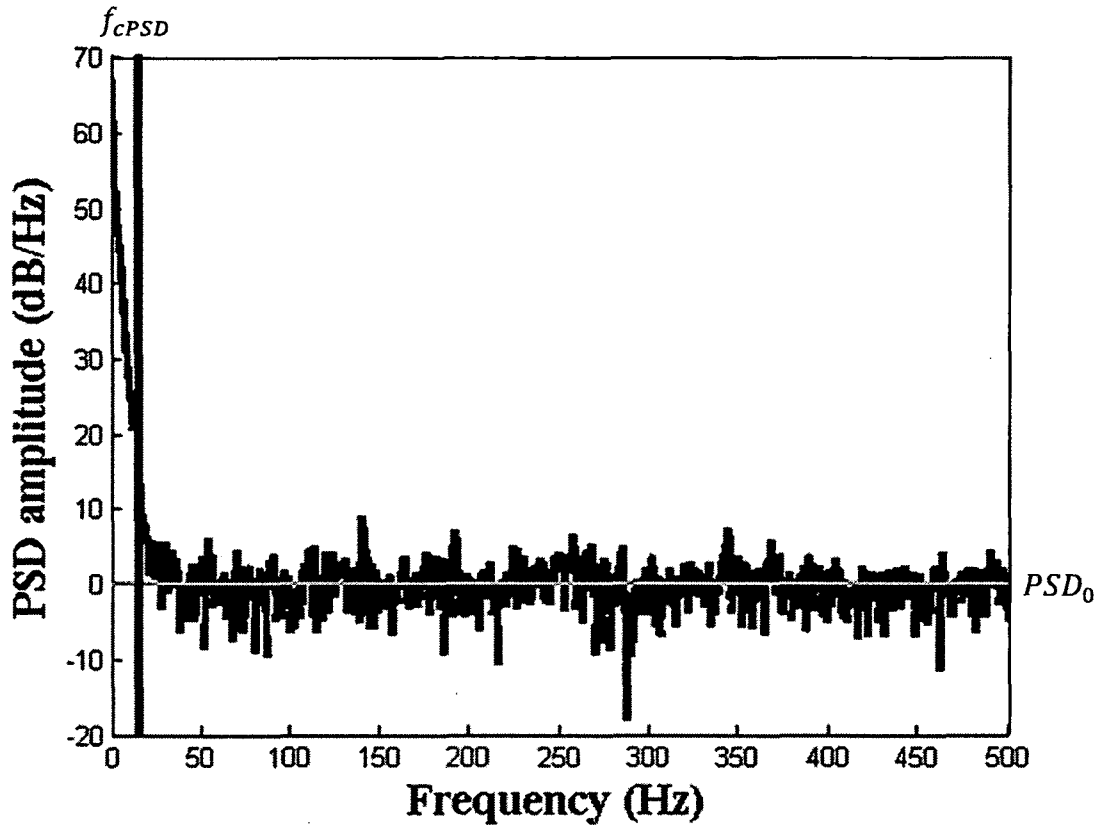


Figure 3.1 The power spectrum density (PSD) as a function of the frequency from 0 to $f_s/2$ (Nyquist frequency) for a typical vertical ground reaction force under the stepping foot prior to liftoff. The PSD cutoff frequency (f_{cPSD}) was positioned at 95% of the area under the curve relative to the power of the noise (PSD_0).

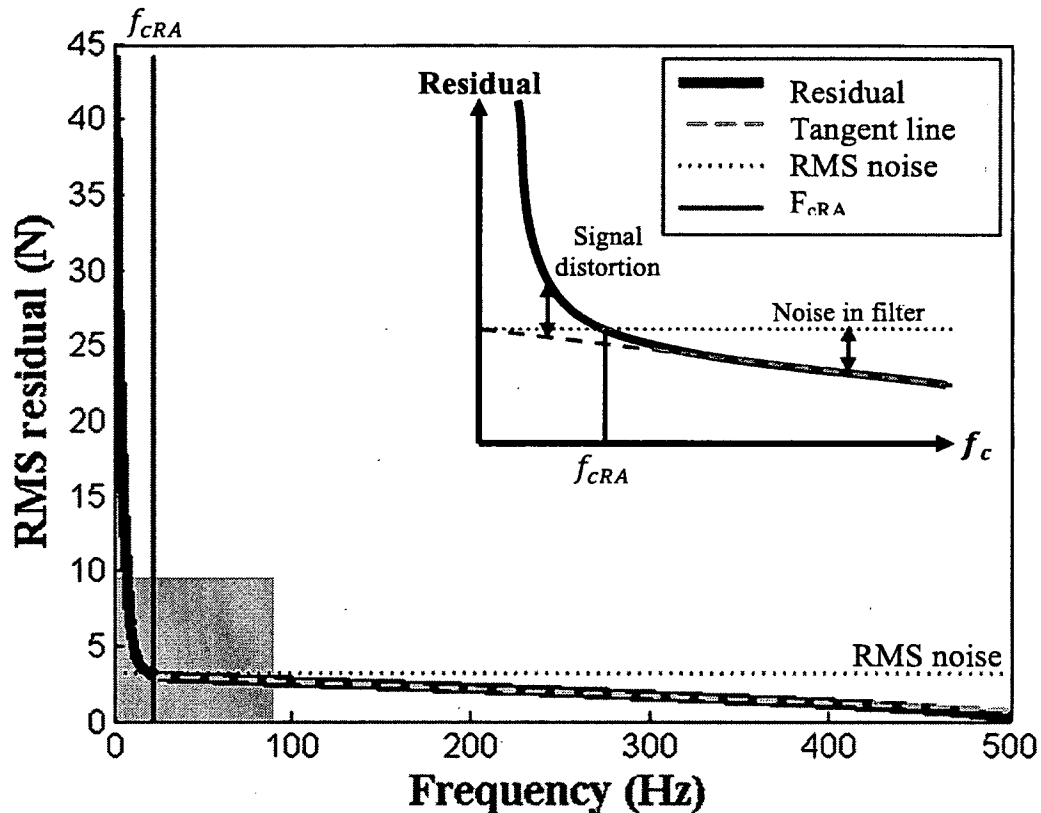


Figure 3.2 The root mean square (RMS) difference between the filtered and unfiltered signals (residual, thick full line) as a function of cutoff frequencies from 0 to $f_s/2$ (Nyquist frequency) for a typical vertical ground reaction force under the stepping foot prior to liftoff.

The residual analysis (RA) cutoff frequency (f_{cRA}) was positioned at the crossing (thin full line) of the residual curve with the RMS of the noise (dotted line). INSET (zoom on the shaded area): If the data was only the random noise without the signal (ex: the kinetic data obtained with no one on the force platforms or a participant just standing still... try it and you will see!), the residual plot would be a straight line decreasing from an intercept on the ordinate at 0Hz to an intercept on the abscissa at the Nyquist frequency [Winter, 2005]. In fact, this noise residual would be nearly equivalent to the tangent line (dashed line), the differences being due to the inherent random noise of the motion itself. The intercept on the ordinate is thus the RMS of the noise (dotted line). If the cutoff frequency is below f_{cRA} , there will be more signal distortion. If the cutoff frequency is above f_{cRA} , more noise will pass through the filter. At f_{cRA} , the signal distortion equals the noise passed through the filter.

Unfortunately, the literature on how to automatically select an appropriate cutoff frequency is not very approachable. Signal processing textbooks are totally out of reach for most motion analysis researchers. The few articles specifically written on the automatic selection of cutoff frequencies for motion analysis are also very hard to read [D'Amico et Ferrigno, 1990, 1992; Giakas et Baltzopoulos, 1997a, b; Yu *et al.*, 1999; Challis, 1999]. Finally, although the layman chapters by Giakas [2004] and Winter [2005] on the basics of frequency analysis are highly

recommended, neither provides sufficient details to implement power spectrum density and residual analysis into practical applications, respectively (ex: how to determine the power of the noise, determine the tangent line, deal with known noise, or deal with trial variability). In fact, a literature review of 120 recent motion analysis articles from 8 different journals and a variety of fields (postural control, walking, running and falls) suggests that most motion analysis researchers probably do not perform a proper frequency analysis. Indeed, 66/120(55%) mentioned their sampling frequency, 40/120(33%) and 32/120(27%) stated the type and order of filter used, 32/120(27%) specified their cutoff frequency and 9/120(8%) explained how they determined their cutoff frequency.

Therefore, the purpose of this study was to present a practical approach to frequency analysis for motion analysis data by: 1) proposing an algorithm, using both power spectrum density and residual analysis, to determine appropriate cutoff frequencies and 2) evaluating the effect of these cutoff frequencies on a set of motion analysis results specifically timing variables of kinetic data.

3.2.3 Methods

Kinetic data signals

Kinetic data was obtained from a previous study which determined the maximum forward, sideways and backward lean angles from which 20 younger adults, 16 middle-aged adults and 16 older adults could be suddenly released and still recover balance using a single step [Carbonneau et Smeesters, 2011]. It was collected at a sampling frequency (f_s) of 1000Hz (sample duration: $T_s=3-5s$) using 4 six degrees of freedom force platforms (OR6-7, AMTI, Newton MA), measuring the loads under the stance and stepping foot prior to liftoff and under the stepping foot after touchdown.² Since each participant performed mean \pm SD(range)=8.4 \pm 2.5(3-17) trials per lean direction, there were over 31,000 signals collected. That being said, only 3 force platforms were used for each lean direction and only the vertical ground reaction forces were used for data analysis, for a total of 3,891 signals.

² Kinetic data from 2 load cells (lean cable and safety harness loads) and kinematic data from 24 optoelectronic markers were also collected but will not be presented here.

For frequency analysis, 6 of the 52 participants (12%) were randomly selected, 2 participants from each of the 3 age groups (1 male and 1 female). Since each of these participants performed 14 ± 8 (6-33) trials below the maximum lean angles, 3 ± 0 trials at the maximum lean angles, and 10 ± 4 (6-21) trials above the maximum lean angles where balance recovery was not successful, there were 486 signals analysed (12%).

Frequency analysis

Both power spectrum density (PSD) and residual analysis (RA) were performed on all 486 signals using a Matlab (Mathworks, Natick MA) algorithm to determine appropriate cutoff frequencies (Figure 3.3 and Supplementary Matlab code).

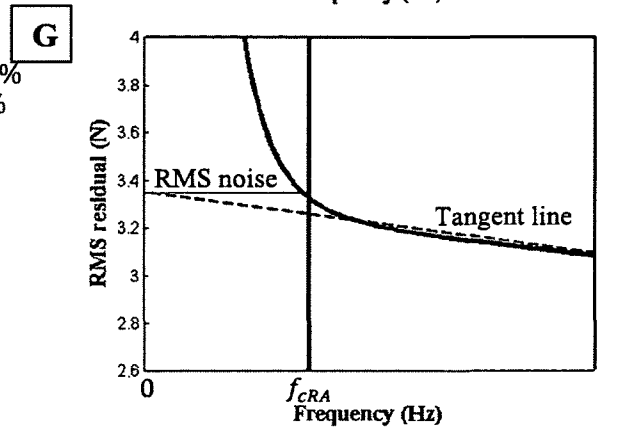
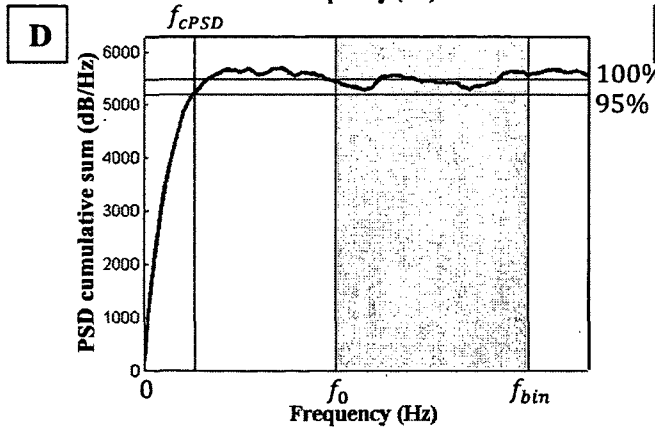
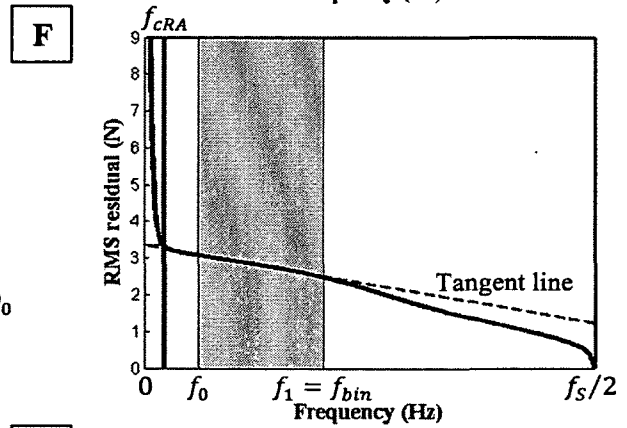
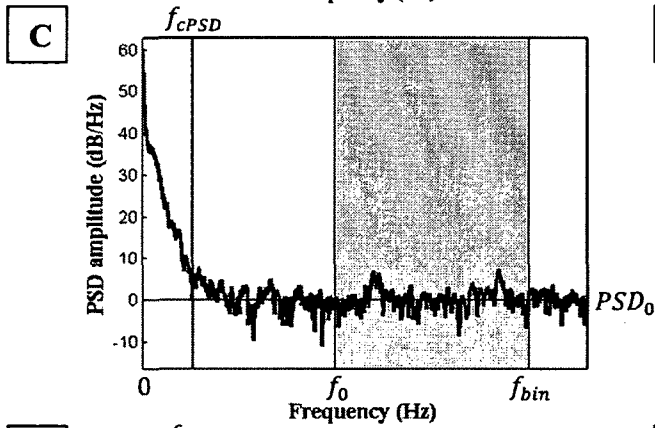
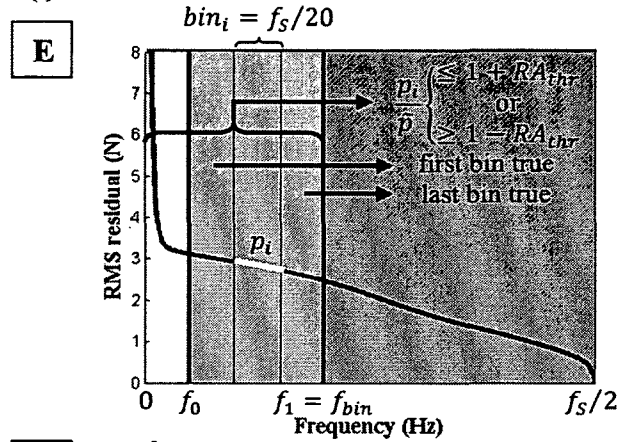
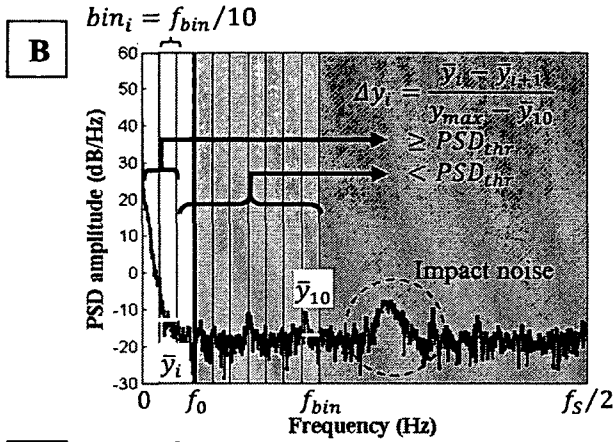
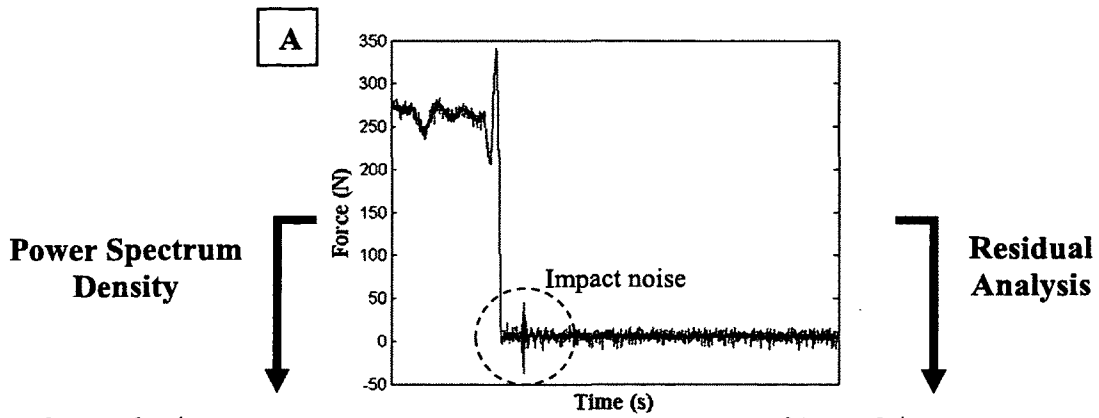


Figure 3.3 Flow chart of the proposed algorithm to determine appropriate cutoff frequencies using both power spectrum density (PSD, left) and residual analysis (RA, right) for a typical vertical ground reaction force under the stepping foot prior to liftoff with a known impact noise at touchdown (A). Thompson's multitaper method was used to estimate the PSD in dB/Hz: Only the PSD below f_{bin} , i.e. below the impact noise, was considered (B: dark gray area ignored). The power of the noise (PSD_0) was equal to the mean PSD between f_0 and f_{bin} (C: light gray area is noise). The PSD cutoff frequency (f_{cPSD}) was when the cumulative sum of the PSD reached 95% of the total power of the signal, i.e. the mean cumulative sum of the PSD between f_0 and f_{bin} (D). Winter's method was used to estimate the RA in N: Only the residuals below f_{bin} , i.e. below the impact noise, were considered (E: dark gray area ignored). The tangent line was the slope and intercept of the residuals between f_0 and f_1 . Note that in the example shown $f_1 = f_{bin}$, but this is not always the case (F: light gray area for tangent). The RA cutoff frequency (f_{cRA}) was when the residual crossed the RMS of the noise, i.e. the intercept of the tangent line with the ordinate (G). See the text for additional details.

Power spectrum density (PSD)

The PSD cutoff frequency (f_{cPSD}) was defined as the frequency at which the cumulative sum of the PSD in dB/Hz reached 95% of the total power of the signal (Figure 3.3) relative to the power of the noise (PSD_0). To do so: 1) The mean value of the kinetic data was subtracted from the signal. 2) The PSD of the signal in Watts/Hz was estimated with Matlab's multitaper method (pmtm)³ by specifying only the f_s [MathWorks Inc., 2012]. 3) The PSD at every data point (PSD_i) was converted in dB/Hz, initially assuming that the reference level (PSD_0) was equal to 1:

$$PSD_i(\text{dB/Hz}) = 10 * \log_{10} \left(\frac{PSD_i(\text{Watts/Hz})}{PSD_0(\text{Watts/Hz})} \right)$$

4) If the signal only contained random noise (Figure 3.3), f_{bin} was set to $f_s/2$. However, if the signal contained a known noise (ex: impact at touchdown), f_{bin} was set to a frequency below this noise (Figure 3.3B). 5) To determine the power of the noise, i.e. the definitive reference level (PSD_0), the PSD was divided in 10 equal bins from 0 to f_{bin} (Figure 3.3B). The mean PSD of each bin (\bar{y}_i) and the maximum PSD (y_{max}) were calculated. The difference between adjacent bins relative to an estimate of the PSD amplitude was calculated as:

$$\Delta y_i = \frac{\bar{y}_i - \bar{y}_{i+1}}{y_{max} - \bar{y}_{10}} \text{ for } i = 1 \text{ to } 9$$

³ Thompson's multitaper method uses a bank of optimal bandpass filters (orthogonal windows or tapers) derived from a set of discrete prolate spheroidal (Slepian) sequences to balance the variance and resolution of the PSD.

Scanning from bin 10 to 1, the maximum frequency (f_0) of the last bin to have $\Delta y_i < PSD_{thr}$ was identified. The PSD in dB/Hz was then corrected, using as the reference level (PSD_0) the mean PSD between f_0 and f_{bin} (Figure 3.3C). 6) Finally, the cumulative sum of the PSD was calculated, setting the total power of the signal equal to the mean cumulative sum between f_0 and f_{bin} (Figure 3.3D). The f_{cPSD} was thus when the cumulative sum of the PSD reached 95% of the total power of the signal.

Residual analysis (RA)

The RA cutoff frequency (f_{cRA}) was defined as the frequency at which the residual between the filtered and unfiltered signals was equal to the root mean square (RMS) of the noise (Figure 3.2). To do so: 1) The signal was filtered at 1000 different cutoff frequencies between 0 and $f_s/2$ using zero-phase-shift 4th order Butterworth filters. 2) The residual at each cutoff frequency (f_c) between 0 and $f_s/2$ was calculated as the RMS difference between the filtered (XF) and unfiltered (X) signals:

$$R(f_c) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i - XF_i)^2} \text{ where } N = f_s * T_s$$

3) If the signal only contained random noise (Figure 3.2), f_{bin} was set to $f_s/2$. However, if the signal contained a known noise (ex: impact at touchdown), f_{bin} was set to a frequency below this noise (Figure 3.3E). 4) To determine the tangent line, i.e. the estimate of the residual of the random noise without the signal (Figure 3.2), the residual plot was divided in 10 equal bins from 0 to $f_s/2$ (Figure 3.3E). The slope of the residuals of each bin (p_i), the median slope (\bar{p}) among the bins between 0 and f_{bin} , and the ratio of the slope of each bin between 0 and f_{bin} to the median slope were calculated. The minimum frequency (f_0) of the first bin and the maximum frequency (f_i) of the last bin between 0 and f_{bin} to satisfy the following equation:

$$1 - RA_{thr} \leq \frac{p_i}{\bar{p}} \leq 1 + RA_{thr} \text{ for } i = 1 \text{ to } 9$$

were identified. The last bin is never considered because of its steep descent toward the Nyquist frequency. The tangent line was then calculated as the slope and intercept of the residuals between f_0 and f_i (Figure 3.3F). 5) Finally, the intercept of the tangent line with the

ordinate defined the RMS of the noise (Figure 3.3G). The f_{cRA} was thus when the residual crossed the RMS of the noise.

Evaluation of the cutoff frequencies

Two-way analyses of variance were first used to determine the effects on the cutoff frequencies of the frequency analysis method (PSD or RA, repeated measure) and each of the following factors: i) lean direction (forward, sideways or backward), ii) age group (younger, middle-aged or older adults), iii) force platform (stance foot, stepping foot prior to liftoff, or stepping foot after touchdown), and iv) trial type (below, at, or above the maximum lean angle). This allowed to select appropriate f_{cPSD} and f_{cRA} with which to filter the kinematic data signals of the 6 random participants at the 3 maximum lean angles using zero-phase-shift 4th and 8th order Butterworth filters. Two-way analyses of variance were then used to determine the effects on the performance measures (reaction time, weight transfer time and step time, [Carbonneau et Smeesters, 2011]) of the selected cutoff frequencies (repeated measure) and each of the following factors: i) lean direction, ii) age group and iii) filter order (N=36). Post-hoc paired t-tests with a Bonferroni correction ($p_{i \text{ adjusted}} = N \cdot p_{i \text{ original}}$) for multiple statistical tests were used for all analyses of variance. The data were analysed using SPSS v17.0 (SPSS Inc., Chicago IL) and statistical significance was set at p-values equal to or smaller than 0.05.

3.2.4 Results

Algorithm parameters

Resonant frequency impact tests revealed that the force platform floor pit had a natural frequency of 250Hz which sometimes caused impact noise at touchdown. For both PSD and RA, f_{bin} was thus set to 200Hz. Based on empirical evidence from our 486 signals, the threshold to determine the power of the noise for the PSD (PSD_{thr}) was set to 5%, while the threshold to determine the tangent line for the RA (RA_{thr}) was set to 20%.

Selection of the cutoff frequencies

The cutoff frequencies obtained by PSD were 16.7Hz higher than ($p < 0.001$, Tableau 3.1) but highly correlated to ($r^2 = 64\%$) those obtained by RA.

Tableau 3.1 : Effects of frequency analysis method and force platform on cutoff frequencies

| Force platform | N | Cutoff frequency (Hz) | | P force platform |
|--------------------------------|-----|------------------------------|------------------------|------------------|
| | | Power spectrum density (PSD) | Residual analysis (RA) | |
| Stance foot | 162 | 36.1±16.4 | 22.5±10.4 | } } <0.001 |
| Stepping foot prior to liftoff | 162 | 39.2±15.1 | 24.8±14.1 | |
| Stepping foot after touchdown | 162 | 76.6±36.3 | 54.5±21.1 | |
| Total | 486 | 50.6±30.7 | 33.9±21.5 | <0.001 |
| P frequency analysis method | | <0.001 | <0.001 | |

Force platform had the largest effect on cutoff frequencies ($p < 0.001$, Tableau 3.1), those obtained under the stepping foot after touchdown being 33.6 and 36.3Hz higher than those under the stepping foot prior to liftoff ($p < 0.001$, $7\%f_s/2$) and under the stance foot ($p < 0.001$, $7\%f_s/2$), respectively. The effects of lean direction ($p \leq 0.026$, forward or sideways – backward = 7.5Hz or $2\%f_s/2$) and age group ($p = 0.005$, younger - older adults = 8.5Hz or $2\%f_s/2$) were also significant but smaller, and the effect of trial type was not significant. Therefore, the selection of the cutoff frequencies was based only on the signals obtained under the stepping foot after touchdown. Observation of the distribution of cutoff frequencies obtained for this force platform revealed that $f_{cPSD} = 76.6 \pm 36.3$ Hz was higher, was more variable and had more of a Poisson distribution, while $f_{cRA} = 54.5 \pm 21.1$ Hz was lower, was less variable and had more of a Normal distribution (Figure 3.4). Rounding to the nearest 5Hz, cutoff frequencies of 55 and 75Hz were hence used to filter the kinetic data signals.

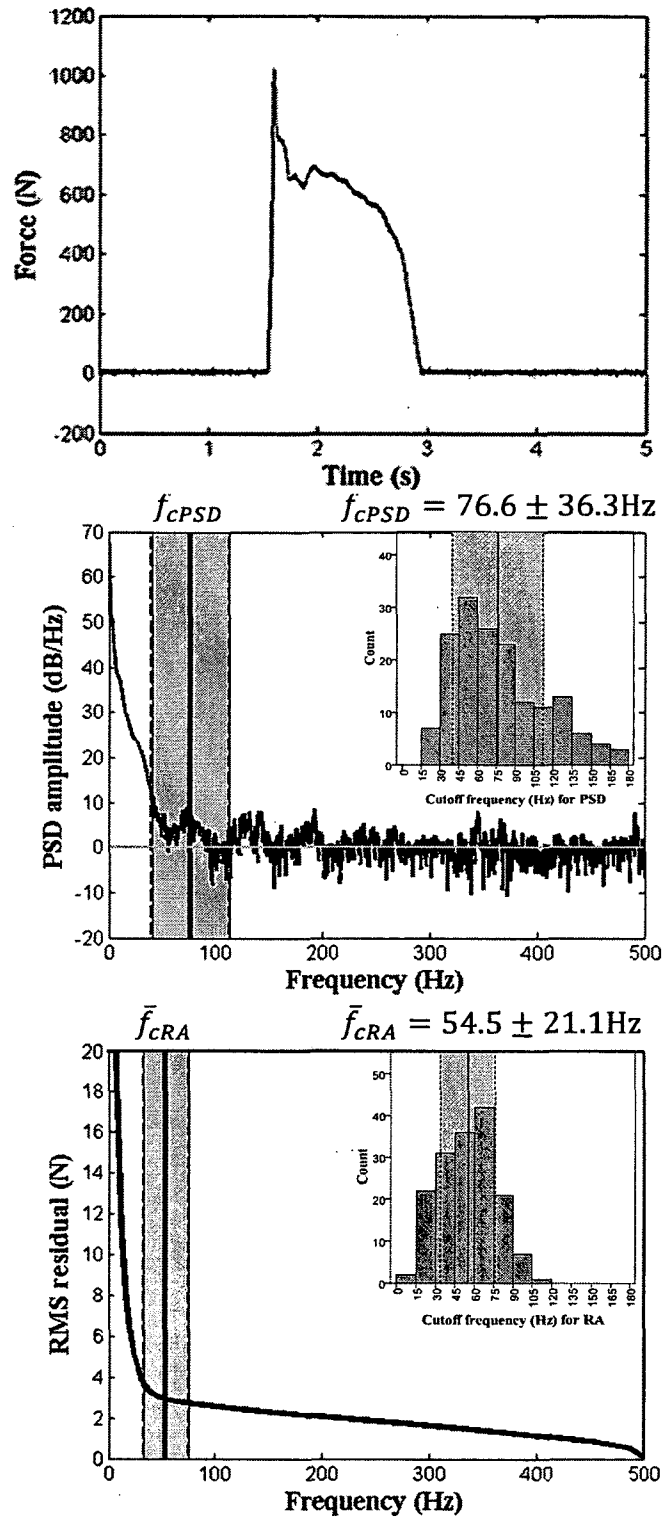


Figure 3.4 A typical vertical ground reaction force under the stepping foot after touchdown (top) with the associated power spectrum density (PSD, middle) and residual analysis (RA, bottom). For this force platform, the mean \pm SD (gray area, solid \pm dashed lines) and distribution (insets) of cutoff frequencies (f_c) obtained using each frequency analysis methods are shown (N=162).

Effect on performance measures

While lean direction and filter order did not affect the performance measures, age group did affect the performance measures as would be expected. The later was thus entered as a covariate in the last analysis of variance. Finally, the two cutoff frequencies had only a negligible effect of 1ms on both reaction time ($p=0.035$) and step time ($p<0.001$), and no effect on weight transfer time (Tableau 3.2).

Tableau 3.2 : Effect of cutoff frequencies on the performance measures at the maximum lean angle

| Frequency(Hz) | N | Reaction time (ms) | Weight transfer time (ms) | Step time (ms) |
|----------------------|----|--------------------|---------------------------|----------------|
| 55 | 36 | 75±2 | 162±10 | 198±5 |
| 75 | 36 | 76±2 | 162±10 | 199±5 |
| Frequency difference | | -1±1 | 0±1 | -1±0 |
| P frequency | | 0.035 | 0.121 | <0.001 |

In fact, time histories of the original and filtered signals were indistinguishable unless you zoomed in on specific data points (Figure 3.5).

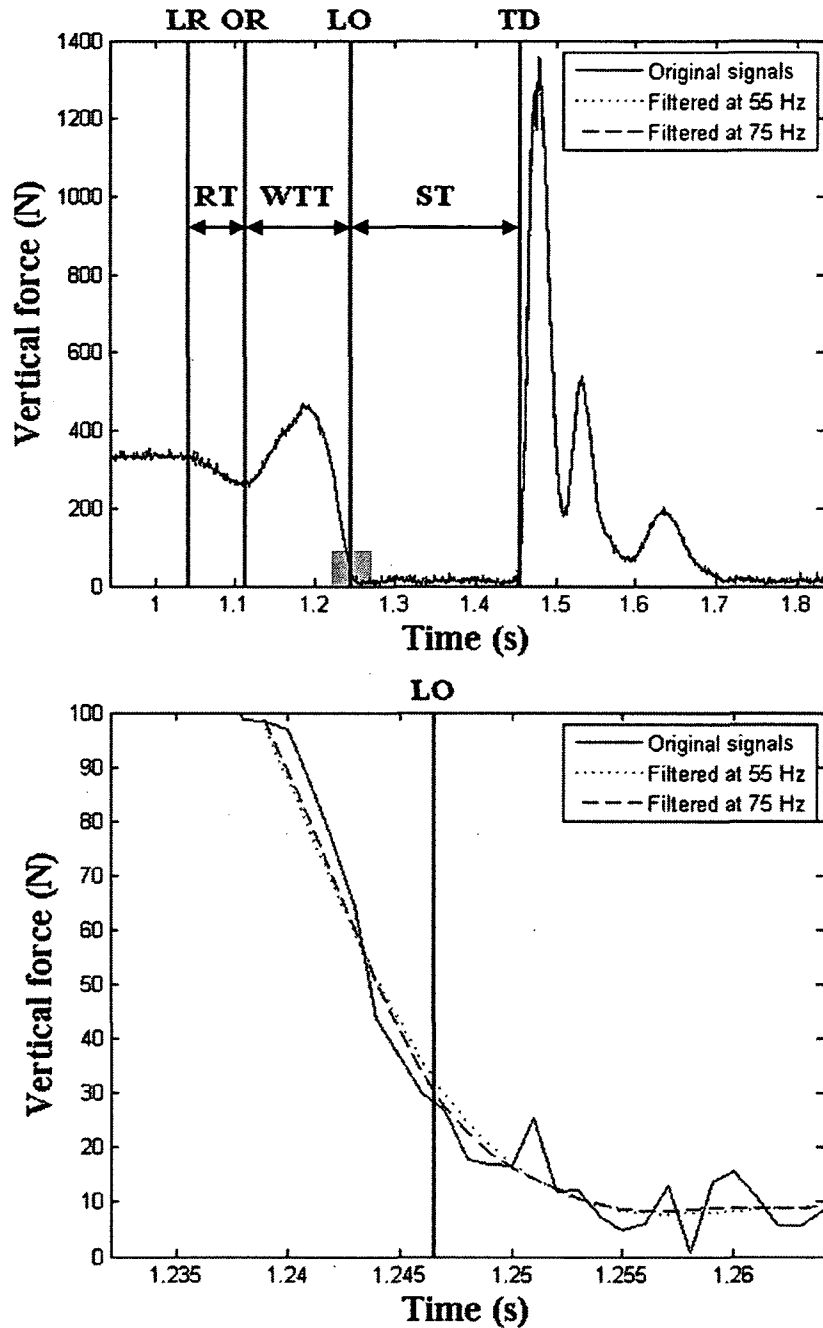


Figure 3.5 Typical time history of the vertical ground reaction force under the stepping foot prior to liftoff (LO) and after touchdown (TD) at the maximum forward lean angle.

The performance measures included: reaction time (RT) from lean release (LR) to onset of response (OR), weight transfer time (WTT) from OR to LO, and step time (ST) from LO to TD [Carbonneau et Smeesters, 2011]. The original signals (full line) as well as those filtered at 55Hz (dotted line) and 75Hz (dashed line) are shown but they were indistinguishable (top graph), unless you zoomed in on specific data points such as on the shaded area around LO (bottom graph).

3.2.5 Discussion

As others have stated [Giakas, 2004; Winter, 2005] and shown [Giakas et Baltzopoulos, 1997a] previously, the results showed that power spectrum density and residual analysis give different cutoff frequencies and that a zero-phase-shift 4th order Butterworth filter is generally adequate for motion analysis data. However, as stated by Giakas [2004], there is no “optimal” cutoff frequency because of the large variability of human movements, experimental setups and laboratory equipment, each with their own signal and noise characteristics. In fact, the wide distributions of potential cutoff frequencies (SD=21-36Hz) obtained within this single experimental study emphasize the fact that one cannot evaluate the effect of these cutoff frequencies on a single signal, trial, factor or participant. Therefore, it is hoped that the practical approach to frequency analysis and the proposed algorithm to determine appropriate cutoff frequencies in this study will be useful to other motion analysis researchers and lead to a better comprehension of the importance of frequency analysis.

Below, the frequency analysis approach is summarized in 5 easy steps, using illustrations from this experimental study and providing a few additional examples with other kinematic and kinetic motion analysis data.

1) Make sure that the data is as clean as possible

- a) *Identify noise sources and eliminate them if possible:* Resonant frequency impact tests revealed that the floor had a natural frequency of 250Hz. They also revealed that the lean cable load cell had its own natural frequency. Unfortunately it could interact with the floor’s natural frequency and created anti-resonance peaks near the useful lean cable load signal.
- b) *Choose a suitable sampling frequency:* f_s should be at least twice as high as the highest frequency present in the signal, although some recommend four to six times this frequency to be safe [Giakas, 2004].
- c) *Determine if filtering is necessary:* If you will differentiate your kinematic or kinetic data, if the power of the noise is considerable or if you plan to use inverse dynamics, you should filter your data.

2) Select the signals on which to perform the frequency analysis

- a) *Select a representative sample of trials:* These can be a set of preliminary trials or a random sample of already acquired trials (ex: 10% of trials). They must however be representative of each group (ex: age groups) and factor (ex: lean directions) studied.
- b) *Identify the useful signals:* The frequency analysis should only be performed on signals that are ultimately used for measurements (ex: vertical ground reaction forces or sagittal plane positions) even if more signals were initially acquired. Certain trials may also have no useful signal and should be ignored (ex: harness loads were only present in trials at or above the maximum lean angles).

3) Perform the frequency analysis

- a) *Select the algorithm's parameters:* Based on the resonant frequency impact tests, f_{bin} was set to 200Hz. Based on empirical evidence, PSD_{thr} (noise power) was set to 5% and RA_{thr} (tangent lines) was set to 20%. These worked well for the force platform signals but could differ for other signals (ex: for our kinematic marker signals a RA_{thr} of 100% was necessary).
- b) *Determine if additional signals or factors should be ignored:* Statistical tests revealed that 2 out of 3 force platforms could be ignored since the one under the stepping foot after touchdown had the highest frequency content. Statistical tests also revealed effects of lean direction and age group but they were small so those trials were kept.
- c) *Select appropriate cutoff frequencies:* This can be based on the distributions of cutoff frequencies but must also take into account the type of results to be obtained. For example, lower cutoff frequencies will be selected if the data will have to be differentiated (less noise) than if one only wishes to identify specific events in time (less distortion).

4) Evaluate the effect of the selected cutoff frequencies

- a) *Determine the results on which to test the cutoff frequencies:* Only timing performance measurements were presented in this study. However, if data will be differentiated, the effect on each derivative should be evaluated. Likewise, if inverse dynamics will be used, the effect on joint moments and powers should be evaluated.

- b) *Evaluate the impact of each cutoff frequency:* Statistical tests revealed that only one of the factors had an effect on the performance measures, but age group effects were expected. More importantly, although f_{cPSD} and f_{cRA} gave statistically different results, the effect was negligible⁴.
- c) *Select the definitive cutoff frequency:* Since the force platform signals are also differentiated to help identify the inflection point of the onset of response (Figure 3.5), a 55Hz cutoff frequency was selected for future tests.

5) Proceed with additional tests using this definitive cutoff frequency.

The greatest limitation of this study is that the algorithm parameters are subjective and dependent on the application but, as stated by Giakas [2004], this is linked to the natural variability of motion analysis data. The data set used to evaluate the effect of the cutoff frequencies was the same as the one used to select them, but since the sample was representative of the study factors we are confident that they will work on all trials. Finally, the PSD estimator used was Thompson's multitaper method even though others [D'Amico et Ferrigno, 1990, 1992; Giakas et Baltzopoulos, 1997a] have suggested that parametric methods such as a modified covariance autoregressive method might be more appropriate. However, given current computational advances, it is believed that short data samples and computation time are no longer limiting factors. Moreover, the present algorithm could easily be used with either method.

The greatest strength of this study is its practical approach to a very challenging subject matter. A more user friendly, visual and intuitive approach to frequency analysis was chosen instead of taking a purely mathematical one which is hoped will be appreciated by motion analysis researchers. While previous studies compared the various frequency analysis methods on only a few trials, we believe we are the first to emphasize the great variability of motion analysis data and thus the importance of evaluating the effect of cutoff frequencies on large sets of real motion analysis trials. Finally, testing of the algorithm has begun on other kinetic data as well as on kinematic data and the initial results are very promising.

⁴ This is not surprising given that the data acquisition system has a low signal-to-noise ratio (SNR) and a steep slope. This can be explained by the following jitter equation: $x = \frac{\sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}}{\frac{dy}{dx}}$

Word Count: 3363 / 3000 words

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was supported by grant 298229-2009 from the National Sciences and Engineering Research Council of Canada (NSERC). The authors thank Valérie Demers, Mathieu Hamel, Kodjo Enyonam Moglo and Geneviève Schoeb and for their technical assistance.

Supplementary Matlab Code

```
% FCUT          Determination of appropriate cutoff frequencies for motion
%              analysis data, using both power spectrum density (PSD) and
%              residual analysis (RA).
%
% Created by:   Carbonneau, Fontaine and Smeesters   Date: January 2012
% Modified by: Smeesters                             Date: August 2012
%
% INPUTS:
%   Fs          Sampling frequency (Hz) of the data ( 1 x 1 )
%   Time        Sampling time of each data point
%              ( Fs * sample duration x 1 )
%   TimeUnits   Units of the Time vector (ex: 's' or 'ms')
%   Data        Kinematic (X, Y or Z positions of a marker from cameras
%              with NO missing marker frames) or kinetic (X, Y or Z forces
%              or moments from load cells or force platforms) data
%              ( Fs * sample duration x 1 )
%   DataUnits   Units of the Data vector (ex: 'm', 'cm', 'mm', 'N' or 'Nm')
%   FbinPSD     PSD frequency (Hz) of know noise : if the data only
%              contains random noise, FbinPSD is set to Fs/2; however, if
%              the data contains a known noise, FbinPSD is set to a
%              frequency below this noise ( 1 x 1 )
%   PSDthr      Threshold (%) to determine the power of the noise for the
%              PSD : the recommended starting value is 5% ( 1 x 1 )
%   FbinRA      RA frequency (Hz) of know noise : if the data only
%              contains random noise, FbinRA is set to Fs/2; however, if
%              the data contains a known noise, FbinRA is set to a
%              frequency below this noise where FbinRA/(Fs/2/10) should be
%              an integer ( 1 x 1 )
%   RATHr       Threshold (%) to determine the tangent line for the RA :
%              the recommended starting value is 20% ( 1 x 1 )
%
% OUTPUTS:
%   FcPSD       PSD cutoff frequency (Hz) of the data ( 1 x 1 )
%   FcRA        RA cutoff frequency (Hz) of the data ( 1 x 1 )

function [FcPSD,FcRA] = FCut(Fs,Time,TimeUnits,Data,DataUnits,FbinPSD,...
    PSDthr,FbinRA,RATHr)

%% Plot time domain data.
plot(Time,Data,'k-','LineWidth', 3)
title('Time Domain Data','FontSize',14,'FontWeight','bold')
xlabel(['Time (' TimeUnits ')'],'FontSize',12,'FontWeight','bold')
ylabel(['Data (' DataUnits ')'],'FontSize',12,'FontWeight','bold')
pause

%% Power spectrum density (PSD)
% Power spectrum density shows the distribution of the power of the signal
% over its frequencies and thus the importance of the added noise (when the
% power spectrum density becomes nearly flat) compared to the signal.

% 1) The mean value of the data is subtracted from the signal.
DataPSD = Data - mean(Data);

% 2) The PSD of the signal in Watts/Hz is estimated with Matlab's
```

```

% multitaper method by specifying only the Fs.
[PSD,Fpsd] = pmtm(DataPSD,[],[],Fs);

% 3) The PSD at every data point (PSDi) was converted in dB/Hz, initially
% assuming that the power of the noise (PSD0) was equal to 1 Watt/Hz:
% PSDi (dB/Hz) = 10 * log10(PSDi(Watt/Hz)/PSD0(Watt/Hz))
%               = 10 * log10(PSDi(Watt/Hz)) - 10 * log10(PSD0(Watt/Hz))
PSD = 10*log10(PSD);

% 4&5) To determine the definitive power of the noise (PSD0), the PSD is
% divided in 10 equal bins from 0 to FbinPSD. The mean PSD of each bin
% (yMEANi) and the maximum PSD (yMAX) are calculated.
binPSD = [0 FbinPSD/10:FbinPSD/10:FbinPSD]
ibinPSD(1) = find(Fpsd>=binPSD(1),1,'first');
for i=1:10
    ibinPSD(i+1) = find(Fpsd>=binPSD(i+1),1,'first');
    yMEAN(i) = mean(PSD(ibinPSD(i):ibinPSD(i+1)));
end
yMAX = max(PSD);
% The difference between adjacent bins relative to an estimate of the PSD
% amplitude is calculated (dyi). Scanning from bin 9 to 1, the maximum
% frequency (FOPSD) of the last bin to have dyi < PSDthr is identified.
dy = abs( yMEAN(1:9) - yMEAN(2:10) ) / ( yMAX - yMEAN(10) )
idy = find(dy>=PSDthr,1,'last')+1;
if idy==10
    ibinPSD = [ibinPSD(10) ibinPSD(11)];
    warning('Only the last bin is used for PSD0!')
else
    ibinPSD = [ibinPSD(idy+1) ibinPSD(11)];
end
FOPSD = Fpsd(ibinPSD(1));
% The PSD in dB/Hz is then corrected, using as the definitive power of the
% noise (PSD0), the mean PSD between FOPSD and FbinPSD.
PSD0 = mean(PSD(ibinPSD(1):ibinPSD(2)));
PSD = PSD - PSD0;

% 6) The cumulative sum of the PSD is calculated, setting the total power
% of the signal equal to the mean cumulative sum between FOPSD and FbinPSD.
% The PSD cutoff frequency (FcPSD) is thus when the cumulative sum of the
% PSD in dB/Hz reached 95% of the total power of the signal relative to the
% power of the noise (PSD0).
sumPSD = cumsum(PSD);
TotalPSD = mean(sumPSD(ibinPSD(1):ibinPSD(2)));
isumPSD = find(sumPSD>=0.95*TotalPSD,1,'first');
FcPSD = round(Fpsd(isumPSD));

% Plot frequency domain data.
plot(Fpsd,PSD,'k-','LineWidth',3)
XLim = get(gca,'XLim');
YLim = get(gca,'YLim');
hold on
plot([FbinPSD FbinPSD],[YLim(1) YLim(2)],'k:',[FOPSD FOPSD],...
     [YLim(1) YLim(2)],'k:')
plot([XLim(1) XLim(2)],[0 0],'- -',[FcPSD FcPSD],[YLim(1) YLim(2)],'-',...
     'LineWidth',2,'Color',[0.5 0.5 0.5])
hold off

```

```

title({'Frequency Domain Data';''},'FontSize',14,'FontWeight','bold')
xlabel({'';'Frequency (Hz)'},'FontSize',12,'FontWeight','bold')
ylabel('PSD amplitude (dB/Hz)','FontSize',12,'FontWeight','bold')
text(FbinPSD,YLim(1)-(YLim(2)-YLim(1))/10,['Fbin=' num2str(FbinPSD) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');
text(F0PSD,YLim(1)-(YLim(2)-YLim(1))/10,['F0=' num2str(round(F0PSD)) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');
text(XLim(2)+(XLim(2)-XLim(1))/100,0,'PSD0');
text(FcPSD,YLim(2)+(YLim(2)-YLim(1))/20,['FcPSD=' num2str(round(FcPSD)) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');
pause

% Plot cumulative sum of the PSD - OPTIONAL.
plot(Fpsd,sumPSD,'k-','LineWidth',3)
XLim = get(gca,'XLim');
YLim = get(gca,'YLim');
hold on
plot([FbinPSD FbinPSD],[YLim(1) YLim(2)],'k:',[F0PSD F0PSD],...
    [YLim(1) YLim(2)],'k:',[XLim(1) XLim(2)],[TotalPSD TotalPSD],'k:')
plot([XLim(1) XLim(2)],[0.95*TotalPSD 0.95*TotalPSD],'-',[FcPSD FcPSD],...
    [YLim(1) YLim(2)],'-','LineWidth',2,'Color',[0.5 0.5 0.5])
hold off
title({'Cumulative sum of the PSD';''},'FontSize',14,'FontWeight','bold')
xlabel({'';'Frequency (Hz)'},'FontSize',12,'FontWeight','bold')
ylabel('PSD cumulative sum (dB/Hz)','FontSize',12,'FontWeight','bold')
text(FbinPSD,YLim(1)-(YLim(2)-YLim(1))/10,['Fbin=' num2str(FbinPSD) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');
text(F0PSD,YLim(1)-(YLim(2)-YLim(1))/10,['F0=' num2str(round(F0PSD)) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');
text(XLim(2)+(XLim(2)-XLim(1))/100,TotalPSD,'100%');
text(XLim(2)+(XLim(2)-XLim(1))/100,0.95*TotalPSD,'95%');
text(FcPSD,YLim(2)+(YLim(2)-YLim(1))/20,['FcPSD=' num2str(round(FcPSD)) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');
pause

%% Residual analysis (RA)
% Residual analysis shows the root mean square difference between the
% filtered and unfiltered signals as a function of cutoff frequencies and
% thus reflects the characteristics of the filter in the transition region
% (where signal distortion competes with noise in the filter).

% 1) The signal is filtered at N = 1000 different cutoff frequencies
% between 0 and Fs/2 using zero-phase-shift 4th order Butterworth filters.
N = 1000;
Nyquist = Fs / 2;
Fra = (Nyquist/N) : (Nyquist/N) : (Nyquist-Nyquist/N);

% 2) The residual at each cutoff frequency between 0 and Fs/2 (RFci) is
% calculated as the RMS difference between the filtered and unfiltered
% signals.
for i = 1:(N-1)
    Wn = Fra(i) / Nyquist;
    [b, a] = butter(2, Wn);
    DataF = filtfilt(b, a, Data);
    RFc(i) = sqrt(sum((DataF-Data).^2)/length(Data));
end

```

```

% 3&4) To determine the estimate of the tangent line, the residual plot is
% divided in 10 equal bins from 0 to Fs/2. The slope of the residuals of
% each bin (pi), the median slope (pMEDIAN) among the bins between 0 and
% FbinRA, and the ratio of the slope of each bin between 0 and FbinRA to
% the median slope are calculated.
if mod(FbinRA, (Fs/2/10))~=0
    warning('FbinRA/(Fs/2/10) should be an integer!')
end
binRA = [0 Fs/2/10:FbinRA];
ibinRA(1) = find(Fra>=binRA(1),1,'first');
for i=1:FbinRA/(Fs/2/10)
    ibinRA(i+1) = find(Fra<=binRA(i+1),1,'last');
    p(:,i) = polyfit(Fra(ibinRA(i):ibinRA(i+1)),...
        RFc(ibinRA(i):ibinRA(i+1)),1);
end
if length(p)==10
    p = p(:,1:9);
end
pMEDIAN = median(p(1,:));
pratio = p(1,:)/pMEDIAN
% The minimum frequency (FORA) of the first bin and the maximum frequency
% (F1RA) of the last bin between 0 and FbinRA to satisfy the following
% equation 1 - RATHr ? pi/pMEDIAN ? 1 + RATHr for bins 1 to 9 are
% identified. The last bin is never considered because of its steep descent
% toward the Nyquist frequency.
ipratio = find((pratio>=1-RATHr)&(pratio<=1+RATHr));
if length(ipratio)<=1
    warning('One bin or less is used for the tangent line!')
end
ibinRA = [ibinRA(ipratio(1)) ibinRA(ipratio(end)+1)];
FORA = Fra(ibinRA(1));
F1RA = Fra(ibinRA(2));
% The tangent line was then calculated as the slope and intercept of the
% residuals between FORA and F1RA.
ptangent = polyfit(Fra(ibinRA(1):ibinRA(2)),RFc(ibinRA(1):ibinRA(2)),1);
ytangent = polyval(ptangent,Fra);

% 5) Finally, the intercept of the tangent line with the ordinate defines
% the RMS of the noise. The RA cutoff frequency (FcRA) is thus when the
% residual crosses the RMS of the noise.
FcRA = round(Fra(find(RFc<ptangent(2),1,'first')));

% Plot residual analysis.
plot(Fra,RFc,'k-','LineWidth',3)
XLim = get(gca,'XLim');
YLim = get(gca,'YLim');
hold on
plot(Fra,ytangent,'--',[FcRA FcRA],[YLim(1) YLim(2)],'-','LineWidth',2,...
    'Color',[0.5 0.5 0.5])
plot([FbinRA FbinRA],[YLim(1) YLim(2)],'k:',[FORA FORA],...
    [YLim(1) YLim(2)],'k:',[F1RA F1RA],[YLim(1) YLim(2)],'k:',...
    [XLim(1) XLim(2)],[ptangent(2) ptangent(2)],'k:')
hold off
legend('Residual','Tangent line')
title({'Residual Analysis';''},'FontSize',14,'FontWeight','bold')

```

```

xlabel({'','Frequency (Hz)'),'FontSize',12,'FontWeight','bold')
ylabel(['RMS residual (' DataUnits ')'],'FontSize',12,'FontWeight','bold')
text(FbinRA,YLim(1)-(YLim(2)-YLim(1))/10,['Fbin=' num2str(FbinRA) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');
text(F0RA,YLim(1)-(YLim(2)-YLim(1))/10,['F0=' num2str(round(F0RA)) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');
text(F1RA,YLim(1)-(YLim(2)-YLim(1))/7,['F1=' num2str(round(F1RA)) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');
text(XLim(2)-(XLim(2)-XLim(1))/5,ptangent(2)*1.2,'RMS noise');
text(FcRA,YLim(2)+(YLim(2)-YLim(1))/20,['FcRA=' num2str(round(FcRA)) ...
    'Hz'],'HorizontalAlignment','center');

```

```
%% End.
```

3.2.6 References

- Carbonneau, E. et Smeesters, C. (2011). *Effect of Age on the Threshold of Balance Recovery in Younger, Middle-Aged and Older Adults: Preliminary Results*, 35th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Long Beach CA, Aug. 10-13.
- Challis, J. H. (1999). A procedure for the automatic determination of filter cutoff frequency for the processing of biomechanical data. *Journal of Applied Biomechanics*, volume 15, numéro 3, p. 303-317.
- D'Amico, M. et Ferrigno, G. (1990). Technique for the evaluation of derivatives from noisy biomechanical displacement data using a model-based bandwidth-selection procedure. *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 28, numéro 5, p. 407-415.
- D'Amico, M. et Ferrigno, G. (1992). Comparison between the more recent techniques for smoothing and derivative assessment in biomechanics. *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 30, numéro 2, p. 193-204.
- Giakas, G., *Power Spectrum Analysis and Filtering*. Dans: N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement*. Human Kinetics, University of Nebraska at Omaha 2004. pp. 223-258.
- Giakas, G. et Baltzopoulos, V. (1997a). A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data. *Journal of Biomechanics*, volume 30, numéro 8, p. 847-850.
- Giakas, G. et Baltzopoulos, V. (1997b). Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of Biomechanics*, volume 30, numéro 8, p. 851-855.
- MathWorks Inc., *Statistical Signal Processing*. Dans: MathWorks Inc. (Ed.), *Signal Processing Toolbox: User's Guide*, Natick MA 2012. pp. 6-2 6-48.
- Stergiou, N., Bates, B. T. et James, S. L. (1999). Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, volume 31, numéro 11, p. 1645.
- Winter, D. A., *Kinematics*, Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley & Sons, Hoboken NJ 2005. pp. 13-58.
- Yu, B., Gabriel, D., Noble, L. et An, K. N. (1999). Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, volume 15, numéro 3, p. 318-329.

3.3 Post-propos

Ce post-propos présente certaines informations supplémentaires qui ne se retrouvent pas dans l'article précédent puisque le nombre de mots est limité. Il présente d'abord des résultats et une discussion, puis certaines recommandations quant au traitement de signal.

3.3.1 Résultats et discussion

Tel que présenté dans l'article sous sa forme manuscrite, une procédure qui intègre à la fois la densité spectrale de puissance et l'analyse résiduelle a été élaborée. Pour ce faire, plusieurs étapes doivent se faire, dont la première qui détermine la présence de bruit dans les signaux.

Pour les signaux mesurés par les plateformes de force lors de l'expérience de tour inclinée, du bruit a été identifié autour de 250 Hz grâce à des tests d'impact. Le premier seuil (f_{bin}) qui permet de tenir en compte seulement les fréquences du signal utile et d'ignorer les fréquences associées au bruit a donc été fixé à 200 Hz. Ensuite, pour la méthode de la densité spectrale de puissance, un seuil de 5% de différence sur la puissance du bruit (PSD_{thr}) a été fixé, tandis qu'un seuil de 20% sur la ligne tangente (RA_{thr}) a été établi pour l'analyse résiduelle. Ces valeurs ont été déterminées après plusieurs essais et erreurs sur une multitude de signaux de nature différente et donnent de bons résultats pour l'application analysée. Il est certain que ces valeurs devront être modifiées par l'utilisateur selon les signaux obtenus.

Ensuite, les fréquences de coupure appropriées selon chaque méthode ont été obtenues pour près de 500 signaux. Ces derniers proviennent des essais de six participants, un homme et une femme pour chaque groupe d'âge (jeunes, mi-âgés et âgés), choisis au hasard parmi les 52 participants totaux de l'expérience de tour inclinée présentée précédemment.

Une ANOVA à plusieurs facteurs a révélé qu'une différence existait entre le résultat de la fréquence de coupure associée à chaque méthode. Le choix d'utiliser autant la fréquence de coupure moyenne de l'analyse résiduelle (55 Hz) que celle de la densité spectrale de puissance (75 Hz) arrondies au 5Hz près pour filtrer les mesures de performance a été effectué en observant les distributions associées à chaque méthode. Les mesures de performance utilisées étaient le temps de réaction (RT), le temps du pas (ST) et le temps de transfert du poids

(WTT). Un filtre Butterworth d'ordre 2 et 4 sans décalage de phase, donc appliqué deux fois, a été appliqué pour vérifier l'effet de l'ordre du filtre.

Il faut noter que les mesures de performances ont également été filtrées à 40 Hz (la fréquence de coupure utilisé dans le chapitre 2), ce qui correspond à ce qui a été utilisé dans le laboratoire depuis plusieurs années. Donc, un total de 18 mesures différentes associées aux 3 différentes mesures de performance (RT, ST, WTT), filtrées aux 3 différentes valeurs (40, 55, 75 Hz) pour les 2 ordres différents (2^e et 4^e) sont obtenus.

Une deuxième ANOVA à deux facteurs avec l'âge en covariable sur ces mesures a permis de découvrir que les 3 fréquences de coupure n'affectaient pas le temps de réaction, le temps du pas, ni le temps de transfert du poids (Tableau 3.3).

Tableau 3.3 Effet de la fréquence de coupure de 40 Hz, 55 Hz et 75 Hz sur les mesures de performance (moyenne±écart type)

| Fréquences (Hz) | Nombre de signaux | Temps de réaction (ms) | Temps de transfert du poids (ms) | Temps du pas (ms) |
|---------------------|-------------------|------------------------|----------------------------------|-------------------|
| 40 | 36 | 73±2 | 161±10 | 199±5 |
| 55 | 36 | 75±2 | 162±10 | 198±5 |
| 75 | 36 | 76±2 | 162±10 | 199±5 |
| p-value facteur | | 0.079 | 0.308 | 0.246 |
| p-value âge | | 0.657 | 0.001 | 0.411 |
| p-value interaction | | 0.231 | 0.264 | 0.306 |

Lorsque l'analyse de variance est effectuée seulement sur les fréquences de coupure de 55 Hz et de 75 Hz avec l'âge en covariable, les résultats sont légèrement différents (Tableau 3.4). Tel que mentionné dans l'article à la section précédente, la fréquence de coupure affectait le temps de réaction et le temps du pas, mais pas le temps de transfert du poids. De plus, pour les deux ANOVA effectuées, l'ordre du filtre n'affectait pas les résultats. Par contre, les différences sur les mesures sont au maximum de 1 ms, ce qui représente 1% d'erreur ou moins sur la moyenne. Somme toute, même si une différence significative a été trouvée, cette différence est tellement faible qu'elle devient non-pertinente.

Tableau 3.4 Effet de la fréquence de coupure de 55 Hz et 75 Hz sur les mesures de performance (moyenne±écart type)

| Fréquences (Hz) | Nombre de signaux | Temps de réaction (ms) | Temps de transfert du poids (ms) | Temps du pas (ms) |
|---------------------|-------------------|------------------------|----------------------------------|-------------------|
| 55 | 36 | 75±2 | 162±10 | 198±5 |
| 75 | 36 | 76±2 | 162±10 | 199±5 |
| p-value facteur | | 0.035 | 0.121 | 0.001 |
| p-value âge | | 0.662 | 0.001 | 0.455 |
| p-value interaction | | 0.083 | 0.081 | 0.033 |
| Différence | | -1±1 | | -1±0 |

Deux conclusions peuvent en être tirées : 1) puisque le résultat entre 55 Hz et 75 Hz ne diffère pas, il faut choisir celui qui s'applique le mieux pour l'application et 2) les résultats obtenus précédemment au chapitre 2 avec 40 Hz n'ont pas été faussés.

3.3.2 Recommandations

Pour cette section sur le traitement de signal, la recommandation majeure est de faire des tests d'impact avant d'entreprendre les essais préliminaires pour connaître les composantes associées au bruit. Ces tests permettent de choisir une fréquence d'acquisition appropriée en plus de déterminer si le montage expérimental est adéquat et n'affectera pas les signaux mesurés. Dans le cas de ce projet, les tests d'impact ont été menés dans le laboratoire pour une première fois. En plus de connaître le bruit contenu dans les signaux des plateformes de force dû à l'impact du pied sur le plancher et sur les plateformes, tel que mentionné précédemment, le bruit contenu dans le signal de la cellule de charge à un degré de liberté a été caractérisé. Cette cellule de charge sert à mesurer le poids mis dans la ceinture pelvienne et est reliée au déclencheur qui permet le relâchement du sujet de sa position initiale (Figure 3.6).

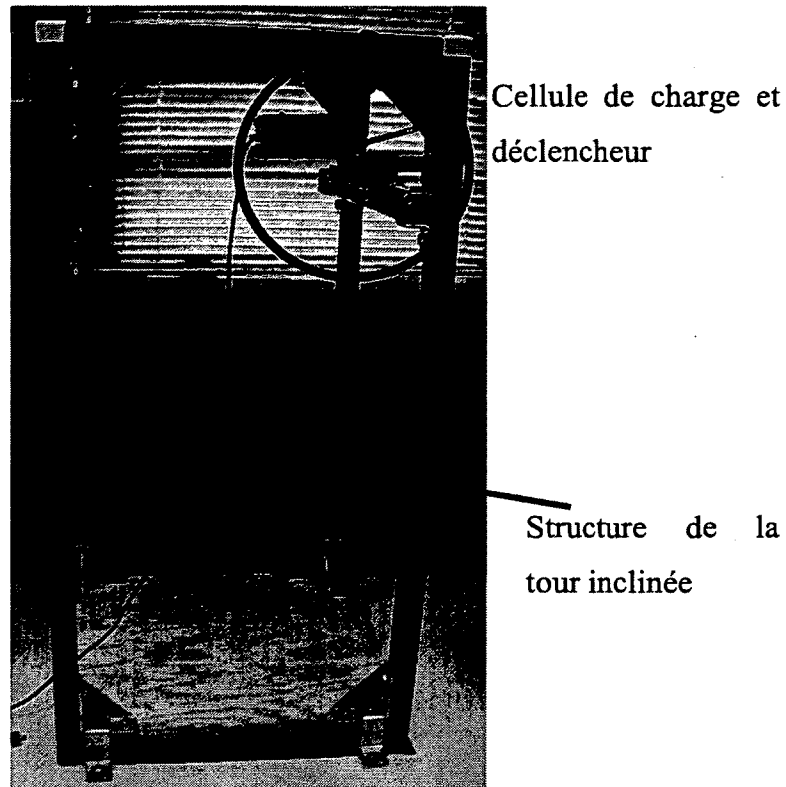


Figure 3.6 Photo de la tour inclinée comprenant la cellule de charge et le déclencheur qui permet de relâcher soudainement les participants de leur position d'inclinaison initiale

Les fréquences naturelles de la structure de la tour inclinée et du déclencheur interagissent ensemble pour créer des pics d'anti-résonances qui se confondent avec les composantes du signal utile. Donc, même en augmentant la fréquence d'acquisition, ces fréquences demeurent et la détermination de la fréquence de coupure optimale selon la méthode de la densité spectrale de puissance s'en trouve altérée. L'annexe J présente les calculs relatifs à la cellule de charge.

Maintenant que le phénomène a été révélé, il faut modifier soit la masse ou la raideur d'une des structures afin d'éliminer ou du moins modifier une des fréquences naturelles, éliminer l'interaction et donc les pics d'anti-résonance. Quelques options deviennent possible, soit mettre un tapis caoutchouté entre la structure et le sol ou entre le déclencheur et la cellule de charge, soit fixer le déclencheur au « plafond » de la structure de tour inclinée (Figure 3.7).

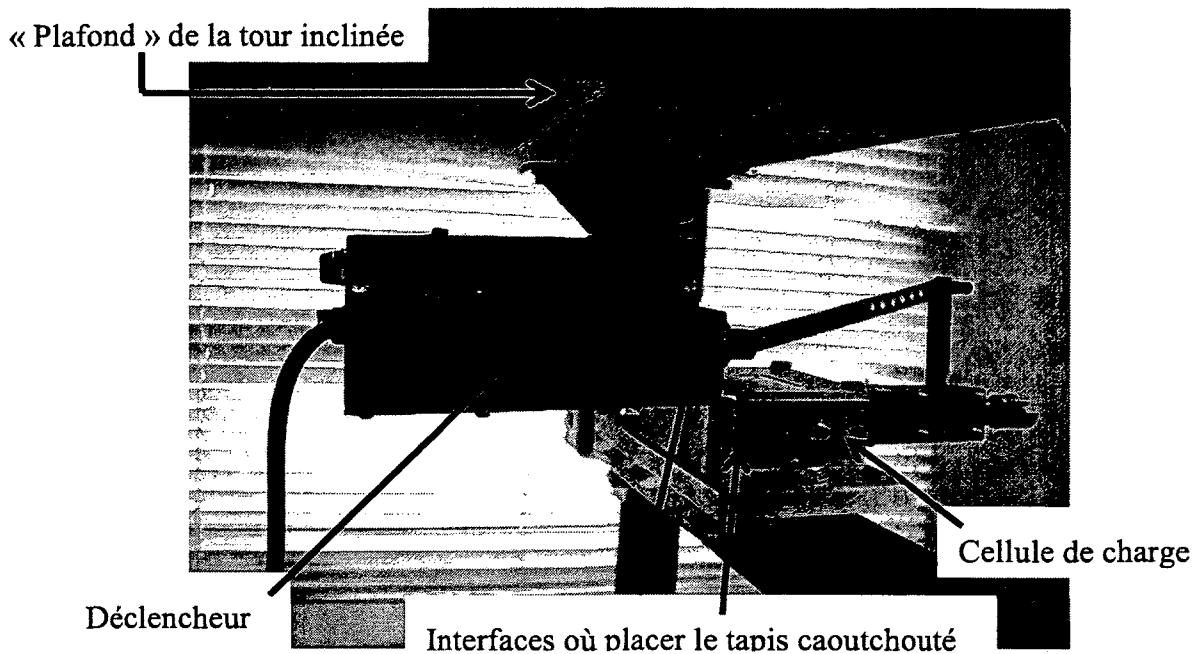


Figure 3.7 Agrandissement de la partie contenant la cellule de charge et le déclencheur sur la structure de la tour inclinée.

La dernière option semble la plus simple à mettre en application et devrait être privilégiée. Une fois fixée, de nouveaux tests d'impacts devront se faire afin de connaître les nouvelles fréquences naturelles du système. Un signal de relâchement tel que mesuré par la cellule de charge devra également être fait pour vérifier les composantes fréquentielles du nouveau bruit connu sur le signal utile. La procédure pour déterminer la fréquence de coupure tel que présenté dans l'article de la section précédente pour ce signal devra alors être reprise. Donc, un nombre suffisant de signaux provenant d'essais préliminaires devront être obtenus, ensuite la méthode de la densité spectrale de puissance et celle de l'analyse résiduelle détermineront une fréquence de coupure appropriée pour chacune. Aussi, une analyse de leurs distributions permettra de faire un choix sur quelles deux fréquences poursuivront l'analyse. En dernier lieu, une analyse de l'impact du filtrage sur le résultat, ici le temps de relâchement, déterminera quelle fréquence de coupure conserver.

Enfin, les signaux des plateformes de force devraient tous être filtrés à 55 Hz. Pour ce projet, la deuxième dérivée de la force verticale de la plateforme de force est utilisée pour déterminer

le temps de réaction. Avec une fréquence de coupure plus basse, moins de bruit passe dans le signal et l'utilisation de la routine s'en trouve facilitée.

Pour les signaux provenant des marqueurs, une analyse préliminaire a permis de déterminer que la routine automatisée fonctionnait, mais avec des seuils légèrement différents, donc le f_{bin} se pose à Nyquist et le RA_{thr} (seuil pour l'analyse résiduelle) à 1. Une analyse plus approfondie devra se poursuivre afin de vérifier le choix des seuils et l'impact du filtrage non seulement sur les données de position, mais également sur la vitesse et l'accélération obtenues en dérivant la position. L'opération de dérivation amplifie le bruit et il devient donc important de valider l'effet du filtrage sur les résultats désirés. Puisque l'application diffère, une autre fréquence de coupure que celle trouvée pour les plateformes de force devra être utilisée.

4 CONCLUSION

4.1 Sommaires et contributions

4.1.1 Effets de l'âge et de la direction d'inclinaison sur la limite du rétablissement de l'équilibre

Dans le cadre du présent projet de maîtrise, une expérience utilisant la tour inclinée sur des groupes de participants jeunes, mi-âgés et âgés a été effectuée et présentée au chapitre 2. Celle-ci a permis de démontrer que l'âge et la direction de la perte d'équilibre influencent la limite du rétablissement de l'équilibre. En effet, l'angle d'inclinaison maximal de rétablissement de l'équilibre des jeunes augmente comparativement aux âgés. Pour ce qui a trait à la direction d'inclinaison, l'angle maximal vers l'avant est plus grand que vers le côté l'arrière. De plus, la régression exponentielle a permis de déterminer que l'habileté à rétablir l'équilibre pour éviter une chute décroît significativement à un âge critique de 51.0, 60.6 et 69.9 ans pour l'avant, le côté et l'arrière respectivement. Ces données concordent avec la diminution de certaines habiletés cliniques mesurées tel que le *trail making test A* ou l'équilibre debout unipodal.

Finalement, la contribution majeure de ce projet de maîtrise consiste à avoir caractérisé, pour la première fois, les mesures de performance du rétablissement de l'équilibre à la limite du possible chez les gens mi-âgés pour toutes les directions. De plus, pour la première fois, un âge critique où l'habileté à rétablir l'équilibre décroît significativement a été établi pour chaque direction.

Par conséquent, les études futures devraient inclure non seulement des personnes jeunes de 30 ans et moins et âgées de 65 ans et plus pour comprendre l'effet du vieillissement sur le rétablissement de l'équilibre, mais bien tous les gens de 18 à 85 ans. Dans une optique de prévention des chutes, les âges critiques suggèrent que le dépistage de l'habileté à rétablir l'équilibre devrait commencer plus tôt, surtout pour éviter la première chute.

4.1.2 La détermination de la fréquence de coupure appropriée

Pour le présent projet de maîtrise, une procédure automatisée pour déterminer la fréquence de coupure « optimale » selon les méthodes de la densité spectrale de puissance et l'analyse résiduelle pour une analyse du mouvement quelconque a été élaborée et présentée au chapitre 3. Le résultat principal consiste à ce qu'il n'y a pas de solution « optimale » générale applicable pour toutes les situations. L'utilisateur doit tenir compte de son application et faire des ajustements en conséquence dans le choix des seuils à utiliser dans la routine. Finalement, pour la première fois une procédure automatisée qui compare la densité spectrale de puissance et l'analyse résiduelle pour déterminer une fréquence de coupure pour une analyse du mouvement a été développée. Cette procédure détaillée explique comment déterminer les différents seuils nécessaires pour tenir compte de l'application tout en demeurant simple et facile à utiliser.

4.2 Travaux futurs

Le travail pour comprendre l'habileté à rétablir l'équilibre pour éviter une chute ne fait que commencer. Plusieurs questions demeurent en suspens suite aux résultats du présent projet. Par conséquent, il serait intéressant de faire une étude longitudinale sur l'habileté à rétablir l'équilibre sur des personnes vieillissantes en recensant autant leur niveau de participation à des activités physiques que le nombre de chutes subites. Un questionnaire bien précis sur la nature, l'intensité et la durée de l'activité physique pratiquée et un questionnaire parallèle pour bien déterminer l'occurrence de chute devront être élaborés. Un tel projet permettrait de corrélérer l'expérience de tour inclinée aux incidences de chutes réelles, en plus de déterminer l'impact de l'activité physique générale sur le rétablissement de l'équilibre. Un autre projet, qui étudierait cet impact pourrait également être intéressant. Plus particulièrement, une étude qui comparerait l'effet d'un plan d'entraînement à vocation spécifique des membres inférieurs sur différents groupes de participants permettrait de comprendre comment améliorer l'habileté à rétablir l'équilibre et ainsi éviter une chute. Cela rejoindrait les conclusions de l'étude de Telonio et al [2008] qui stipulent entre autres que l'habileté à rétablir l'équilibre dépend de la puissance musculaire des membres inférieurs. Quatre groupes pourraient être comparés pour déterminer et quantifier l'effet de l'entraînement sur le rétablissement de l'équilibre, soit un

groupe contrôle, un en amélioration de la force, un en vitesse et un en puissance musculaire des membres inférieurs. L'avantage majeur d'une telle étude, serait de prouver la possibilité d'améliorer le rétablissement de l'équilibre et ainsi améliorer la prévention des chutes et de ses conséquences graves.

Pour le laboratoire de biomécanique du mouvement situé au Centre de recherche sur le vieillissement, en plus de poursuivre l'analyse fréquentielle sur la cellule de charge à un degré de liberté et sur les marqueurs, il serait intéressant de terminer l'analyse sur la cellule de charge à six degrés de liberté qui mesure les charges dans le harnais.

Finalement, il serait intéressant d'élaborer un système qui stabiliserait le sujet en antéropostérieur lorsqu'il se fait incliner sur le côté. Donc, un système avec deux attaches au lieu d'une qui se situeraient en avant et en arrière du sujet pourrait être conçu. Par contre, il ne faudrait pas oublier que les marqueurs doivent demeurer visibles en tout temps et que les deux attaches doivent relâcher au même moment.

4.3 Liste des références

- Agence de la santé publique du Canada (2010). *Cancer de la prostate*. http://www.phac-aspc.gc.ca/cd-mc/cancer/cancer_prostate-prostate_cancer-fra.php (page consultée le 6 mars 2012).
- American Geriatrics Society, British Geriatrics Society et American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention (2001). Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, volume 49, numéro 5, p. 664-672.
- Bassuk, S. S. et Murphy, J. M. (2003). Characteristics of the modified mini-mental state exam among elderly persons. *Journal of Clinical Epidemiology*, volume 56, numéro 7, p. 622-628.
- Bohannon, R. W., Larkin, P. A., Cook, A. C., Gear, J. et Singer, J. (1984). Decrease in Timed Balance Test Scores with Aging. *Physical Therapy*, volume 64, numéro 7, p. 1067-1070.
- Brady, R. A., Pavol, M. J., Owings, T. M. et Grabiner, M. D. (2000). Foot displacement but not velocity predicts the outcome of a slip induced in young subjects while walking. *Journal of Biomechanics*, volume 33, numéro 7, p. 803-808.
- Carbonneau, E. et Smeesters, C. (2011). *Effect of Age on the Threshold of Balance Recovery in Younger, Middle-Aged and Older Adults: Preliminary Results*, 35th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Long Beach CA, Aug. 10-13.
- Center for Disease Control and Prevention et National Center for Injury Prevention and Control (2007). *Web-based Injury Statistics Query and Reporting System (WISQARS)*. <http://www.cdc.gov/injury/wisqars/index.html> (page consultée le 8 février 2011).
- Center for Disease Control and Prevention et National Center for Injury Prevention and Control (2009). *Web-based Injury Statistics Query and Reporting System (WISQARS)*. <http://www.cdc.gov/injury/wisqars/index.html> (page consultée le 8 février 2011).
-).
- Challis, J. H. (1999). A procedure for the automatic determination of filter cutoff frequency for the processing of biomechanical data. *Journal of Applied Biomechanics*, volume 15, numéro 3, p. 303-317.
- Cham, R. et Redfern, M. S. (2001). Lower extremity corrective reactions to slip events. *Journal of Biomechanics*, volume 34, numéro 11, p. 1439-1445.
- Cyr, M.-A. et Smeesters, C. (2007). Instructions limiting the number of steps do not affect the kinetics of the threshold of balance recovery in younger adults. *Journal of Biomechanics*, volume 40, numéro 13, p. 2857-2864.
- Cyr, M.-A. et Smeesters, C. (2009a). Maximum allowable force on a safety harness cable to discriminate a successful from a failed balance recovery. *Journal of Biomechanics*, volume 42, numéro 10, p. 1566-1569.

- Cyr, M. A. et Smeesters, C. (2009b). *Effects of age and instructions limiting the number of steps on the threshold of balance recovery*, 33rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, State College PA.
- Cyr, M. A. et Smeesters, C. (2009c). Kinematics of the threshold of balance recovery are not affected by instructions limiting the number of steps in younger adults. *Gait and Posture*, volume 29, numéro 4, p. 628-633.
- D'Amico, M. et Ferrigno, G. (1990). Technique for the evaluation of derivatives from noisy biomechanical displacement data using a model-based bandwidth-selection procedure. *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 28, numéro 5, p. 407-415.
- D'Amico, M. et Ferrigno, G. (1992). Comparison between the more recent techniques for smoothing and derivative assessment in biomechanics. *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 30, numéro 2, p. 193-204.
- de Michele, G., Filla, A., Coppola, N., Bisogno, A., Trombetta, L., Santorelli, F. et Campanella, G. (1991). Influence of age, gender, height and education on vibration sense: A study by tuning fork in 192 normal subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, volume 105, numéro 2, p. 155-158.
- Desrosiers, J. et Hébert, R., *Principaux outils d'évaluation en clinique et en recherche*. Dans: M. Arcand & R. Hébert (Eds.), *Précis pratique de gériatrie*. Edisem, St-Hyacinthe Qc 1997. pp. 78-107.
- Do, M. C., Breniere, Y. et Brenguier, P. (1982). A biomechanical study of balance recovery during the fall forward. *Journal of Biomechanics*, volume 15, numéro 12, p. 933-939.
- Giakas, G., *Power Spectrum Analysis and Filtering*. Dans: N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement*. Human Kinetics, University of Nebraska at Omaha 2004. pp. 223-258.
- Giakas, G. et Baltzopoulos, V. (1997a). A comparison of automatic filtering techniques applied to biomechanical walking data. *Journal of Biomechanics*, volume 30, numéro 8, p. 847-850.
- Giakas, G. et Baltzopoulos, V. (1997b). Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of Biomechanics*, volume 30, numéro 8, p. 851-855.
- Gledhill, N., 2002. *Physical Activity Readiness Questionnaire: PAR-Q*. Canadian Society for Exercise Physiology, Ottawa ON.
- Gouvernement du Québec (2009). *Perspectives démographiques du Québec et des régions, 2006-2056*. Institut de la statistique du Québec, 133 p.
- Grabiner, M. D., Owings, T. M. et Pavol, M. J. (2005). Lower Extremity Strength Plays Only a Small Role in Determining the Maximum Recoverable Lean Angle in Older Adults. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, volume 60, numéro 11, p. 1447-1450.
- Greenspan, S. L., Myers, E. R., Kiel, D. P., Parker, R. A., Hayes, W. C. et Resnick, N. M. (1998). Fall Direction, Bone Mineral Density, and Function: Risk Factors for Hip

- Fracture in Frail Nursing Home Elderly. *The American Journal of Medicine*, volume 104, numéro 6, p. 539-545.
- Hébert, R. et Girouard, D. (1992). *Manuel pour l'administration et la cotation de l'échelle de statut mental modifié (3MS)*, Centre de recherche en gérontologie et gériatrie: Sherbrooke Qc.
- Hilz, M. J., Axelrod, F. B., Hermann, K., Haertl, U., Duetsch, M. et Neundörfer, B. (1998). Normative values of vibratory perception in 530 children, juveniles and adults aged 3–79 years. *Journal of the Neurological Sciences*, volume 159, numéro 2, p. 219-225.
- Hsiao-Wecksler, E. T. (2008). Biomechanical and age-related differences in balance recovery using the tether-release method. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, volume 18, numéro 2, p. 179-187.
- Hsiao-Wecksler, E. T. et Robinovitch, S. N. (2007). The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clinical Biomechanics*, volume 22, numéro 5, p. 574-580.
- Hsiao, E. T. et Robinovitch, S. N. (1998). Common protective movements govern unexpected falls from standing height. *Journal of Biomechanics*, volume 31, numéro 1, p. 1-9.
- Hsiao, E. T. et Robinovitch, S. N. (1999). Biomechanical influences on balance recovery by stepping. *Journal of Biomechanics*, volume 32, numéro 10, p. 1099-1106.
- Hsiao, E. T. et Robinovitch, S. N. (2001). Elderly Subjects' Ability to Recover Balance With a Single Backward Step Associates With Body Configuration at Step Contact. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, volume 56, numéro 1, p. M42-M47.
- King, G. W., Luchies, C. W., Stylianou, A. P., Schiffman, J. M. et Thelen, D. G. (2005). Effects of step length on stepping responses used to arrest a forward fall. *Gait & Posture*, volume 22, numéro 3, p. 219-224.
- Madigan, M. L. (2006). Age-related differences in muscle power during single-step balance recovery. *Journal of Applied Biomechanics*, volume 22, numéro 3, p. 186-193.
- Madigan, M. L. et Lloyd, E. M. (2005a). Age-related differences in peak joint torques during the support phase of single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 60A, numéro 7, p. M910-914.
- Madigan, M. L. et Lloyd, E. M. (2005b). Age and stepping limb performance differences during a single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 60A, numéro 4, p. M481-485.
- Maki, B. E., McIlroy, W. E. et Perry, S. D. (1996). Influence of lateral destabilization on compensatory stepping responses. *Journal of Biomechanics*, volume 29, numéro 3, p. 343-353.
- MathWorks Inc., *Statistical Signal Processing*. Dans: MathWorks Inc. (Ed.), *Signal Processing Toolbox: User's Guide*, Natick MA 2012. pp. 6-2 6-48.
- Moglo, K. E. et Smeesters, C. (2005). *The threshold of balance recovery is not affected by the type of postural perturbation*, International Society of Biomechanics XXth Congress, Cleveland OH.

- Moglo, K. E. et Smeesters, C. (2006). *Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery*, 30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Blacksburg VA.
- Owings, T. M., Pavol, M. J., Foley, K. T. et Grabiner, M. D. (2000). Measures of postural stability are not predictors of recovery from large postural disturbances in healthy older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, volume 48, numéro 1, p. 42-50.
- Pavol, M. J., Owings, T. M., Foley, K. T. et Grabiner, M. D. (2002). Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. *Journal of the American Geriatrics Society*, volume 50, numéro 2, p. 256-262.
- Pavol, M. J., Runtz, E. F. et Pai, Y. C. (2004). Young and older adults exhibit proactive and reactive adaptations to repeated slip exposure. *Journals of Gerontology*, volume 59A, numéro 5, p. M494-502.
- Pijnappels, M., Bobbert, M. F. et van Dieen, J. H. (2005a). Control of support limb muscles in recovery after tripping in young and older subjects. *Experimental Brain Research*, volume 160, numéro 3, p. 326-333.
- Pijnappels, M., Bobbert, M. F. et van Dieen, J. H. (2005b). Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. *Gait and Posture*, volume 21, numéro 4, p. 388-394.
- Santé Canada (2007). *Vie Saine: Mammographie*. <http://www.hc-sc.gc.ca/hl-vs/iyh-vsv/med/mammog-fra.php#subir> (page consultée le 6 mars 2012).
- Sauve-qui-pense (2009). *Le fardeau des blessures au Canada*. Sauve-qui-pense, Toronto, ON, 129 p.
- Schwartz, A. V., Kelsey, J. L., Sidney, S. et Grisso, J. A. (1998). Characteristics of Falls and Risk of Hip Fracture in Elderly Men. *Osteoporosis International*, volume 8, numéro 3, p. 240-246.
- SmartRisk (2009). *The economic burden of injury in Canada*. SmartRisk, Toronto ON, 129 p.
- Smeesters, C. (2009). *Analyse du mouvement, Instrumentation en bioingénierie. Notes de cours*.
- Smeesters, C., Hayes, W. C. et McMahon, T. A. (2001a). Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. *Journal of Biomechanics*, volume 34, numéro 3, p. 309-317.
- Smeesters, C., Hayes, W. C. et McMahon, T. A. (2001b). The threshold trip duration for which recovery is no longer possible is associated with strength and reaction time. *Journal of Biomechanics*, volume 34, numéro 5, p. 589-595.
- Stergiou, N., Bates, B. T. et James, S. L. (1999). Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, volume 31, numéro 11, p. 1645.
- Telonio, A., Corriveau, H. et Smeesters, C. (2008). *Perceptuo-sensory, cognitive and sensory-motor characteristics that influence the ability to recover balance to avoid a fall*, 4th North American Congress on Biomechanics, Ann Arbor MI.

- Telonio, A. et Smeesters, C. (2007). *Effects of age and loss of balance direction on the kinematics of the threshold of balance recovery*, 31st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Stanford CA.
- Telonio, A. et Smeesters, C. (2008). *Performance measures that influence the most the ability to recover balance to avoid a fall*, 4th North American Congress on Biomechanics, Ann Arbor MI.
- Telonio, A. et Smeesters, C. (2009). *Effect of balance recovery task difficulty on stepping velocities for forward, sideways and backward loss of balance directions*, 33rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, State College PA.
- Thelen, D. G., Muriuki, M., James, J., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. et Alexander, N. B. (2000). Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, volume 10, numéro 2, p. 93-101.
- Thelen, D. G., Wojcik, L. A., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. et Alexander, N. B. (1997). Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 52A, numéro 1, p. M8-13.
- Tombaugh, T. N. (2004). Trail Making Test A and B: Normative data stratified by age and education. *Archives of Clinical Neuropsychology*, volume 19, numéro 2, p. 203-214.
- Troy, K. L. et Grabiner, M. D. (2006). Recovery responses to surrogate slipping tasks differ from responses to actual slips. *Gait and Posture*, volume 24, numéro 4, p. 441-447.
- Wiktorowicz, M. E., Goeree, R., Papaioannou, A., Adachi, J. D. et Papadimitropoulos, E. (2001). Economic implications of hip fracture: health service use, institutional care and cost in Canada. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA*, volume 12, numéro 4, p. 271-278.
- Winter, D. A., *Kinematics, Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, Hoboken NJ 2005. pp. 13-58.
- Wojcik, L. A., Thelen, D. G., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. et Alexander, N. B. (1999). Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. *Journals of Gerontology*, volume 54A, numéro 1, p. M44-50.
- Wojcik, L. A., Thelen, D. G., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A. et Alexander, N. B. (2001). Age and gender differences in peak lower extremity joint torques and ranges of motion used during single-step balance recovery from a forward fall. *Journal of Biomechanics*, volume 34, numéro 1, p. 67-73.
- Yu, B., Gabriel, D., Noble, L. et An, K. N. (1999). Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, volume 15, numéro 3, p. 318-329.

**ANNEXE A : DÉPLIANT ET FORMULAIRE DE
CONSENTEMENT**

Les résultats de la recherche seront-ils commercialisés?

Il est possible que les résultats d'un projet mènent à la création de produits commerciaux. Cependant, à moins d'avis contraire de la part du chercheur, vous ne pourrez en retirer aucun avantage financier.

Votre dossier de recherche

Les renseignements vous concernant sont classés dans un dossier.

Seuls les renseignements personnels nécessaires sont recueillis dans le but de répondre aux objectifs du projet.

Les données de recherche sont utilisées dans le même but.

Ces renseignements demeurent confidentiels, dans les limites prévues par la loi.

Vous voulez voir votre dossier de recherche?

Vous pouvez consulter votre dossier, par exemple pour vérifier certains renseignements et les faire corriger au besoin.

Cependant, il est possible que le chercheur vous donne accès à certains renseignements seulement lorsque le projet sera terminé.

Votre identité et la confidentialité

Dans tous les documents ou les fichiers utilisés dans un projet, vous serez identifié par un numéro codé. Seuls le chercheur et son personnel sauront quel numéro correspond à quelle personne.

Il ne sera jamais possible, pour un tiers non autorisé, de vous identifier de quelque manière que ce soit, à moins que vous ayez donné un consentement explicite à ce sujet.

Il en est de même si le chercheur souhaite présenter ou publier vos données de recherche.

Vous avez des questions sur le comité d'éthique de la recherche?

Le comité d'éthique de la recherche de l'établissement approuve au préalable tous les projets de recherche, dont celui auquel vous êtes invité à participer.

Le comité assure le suivi administratif annuel du projet pendant toute sa durée.

Il peut aussi avoir à consulter votre dossier de recherche et, au besoin, votre dossier médical, à des fins de surveillance.

Il approuve toute révision et toute modification apportée au protocole de recherche et au formulaire d'information et de consentement.

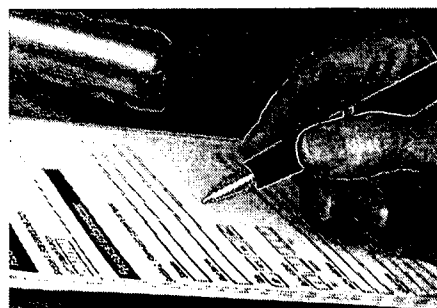
Centre de santé et de services sociaux –
Institut universitaire de gériatrie
de Sherbrooke

Comité d'éthique de la recherche
819 780-2220, poste 45386
www.csss-iugs.ca

Pour communiquer avec le comité d'éthique de la recherche sur le vieillissement du CSSS-IUGS, vous pouvez joindre le secrétariat au 819 780-2220, poste 45386.



Pour plus d'information
www.csss-iugs.ca



Ce que vous devez savoir
au sujet du formulaire
d'information et
de consentement

L'usage du genre masculin désigne autant les femmes que les hommes.

Réservé aux employés du CSSS-IUGS
Vous désirez des copies? Veuillez remplir la requête DCAA -
Commande de dépliant dans le système de requêtes.

Rédaction : Sylvianne Fumas, coordonnatrice du CÉR sur le vieillissement avec la collaboration de ses membres

U:\Documents\Documents\DÉPLIANTS CSSS-IUGS\COMITÉ D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE\Information et consentement français couleur
Service des communications, novembre 2011

Projet n° : _____

Initiales du participant : _____

Ce que vous devez savoir au sujet du formulaire d'information et de consentement

À quoi sert le formulaire d'information et de consentement?

Le formulaire d'information et de consentement a pour but de fournir à la personne sollicitée pour participer à un projet de recherche les renseignements nécessaires pour prendre une décision éclairée quant à sa participation.

Plusieurs renseignements sur le déroulement du projet de recherche, les attentes envers le participant, les risques, les avantages, les inconvénients et la confidentialité vous seront transmis par l'intermédiaire du formulaire d'information et de consentement.

Le chercheur a, quant à lui, le devoir de renseigner l'éventuel participant sur le projet de recherche qu'il va mener. Il doit s'assurer de respecter la vie privée de ce dernier et de protéger la confidentialité des renseignements qui seront recueillis.

Le chercheur ou une personne travaillant pour lui vous demandera de lire le document et de le signer. Il vous en remettra ensuite une copie.

Vous ne comprenez pas tous les mots?

Le langage n'est pas clair? Vous n'êtes pas certain de ce que vous devrez faire? N'hésitez pas à poser toutes les questions qui vous viennent à l'esprit.

Vous voulez vous retirer d'un projet?

Vous êtes libre de participer à un projet de recherche et vous êtes libre de mettre fin à votre participation quand vous le désirez, sans avoir à vous justifier. Il vous suffit d'en aviser le chercheur ou son personnel, au préalable.

Que devient l'information recueillie à votre sujet?

Vos données sont, soit détruites dès votre retrait du projet ou à la fin de votre participation, soit conservées par le chercheur pendant un nombre prédéterminé d'années, puis détruites par la suite.

Des questions sur le projet?

En tout temps, vous pouvez communiquer avec le chercheur ou avec son personnel pour obtenir des réponses à toute question additionnelle sur le projet de recherche.

Des questions sur vos droits? Des commentaires à formuler?

Vous pouvez joindre le commissaire local aux plaintes et à la qualité des services du CSSS-IUGS :

- par téléphone :
819 780-2220, poste 40204
- par courriel :
clpqs.csss-iugs@sss.gouv.qc.ca

En acceptant de participer à un projet de recherche, vous ne renoncez à aucun de vos droits.

Le chercheur, l'organisme subventionnaire et l'établissement où se déroule le projet ont des responsabilités civiles et professionnelles à laquelle ils sont tenus.

Vous éprouvez un problème lié au projet?

Vous avez le droit de demander d'être indemnisé pour tout préjudice lié à votre participation à un projet de recherche, que ce soit à la suite de l'administration d'un médicament ou à toute autre procédure.

En cas de préjudice, vous recevrez tous les soins et les services requis par votre état de santé, sans frais de votre part.



FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT À LA RECHERCHE

Titre du projet : Exploration de l'âge à partir duquel l'amélioration de l'habileté à rétablir l'équilibre devient nécessaire afin de prévenir les chutes chez les personnes vieillissantes

Chercheur responsable : Cécile Smeesters, ing., Ph.D.
Professeure, Département de génie mécanique
819-821-8000 poste 62850
Chercheur, Centre de recherche sur le vieillissement
819-780-2220 poste 45308

Étudiante : Evelyne Carbonneau
Étudiante à la maîtrise, Département de génie
mécanique et Centre de recherche sur le vieillissement
819-780-2220 poste 45407

Numéro de dossier : 2011-18 / SMEESTERS

Organisme subventionnaire : Conseil de recherche en sciences naturelles et en génie (CRSNG) du Canada

Préambule

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche.

Cependant, avant d'accepter de participer à cette recherche et de signer ce formulaire d'information et de consentement, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent.

Nature et objectifs du projet de recherche

Le but de ce projet est d'explorer à partir de quel âge les adultes en santé ont une diminution significative de leur habileté à rétablir leur équilibre et de déterminer si cet âge critique diffère selon la direction de la perte d'équilibre.

La première partie de l'étude implique un questionnaire, une évaluation clinique et/ou une évaluation médicale afin de confirmer votre admissibilité. La deuxième partie de l'étude implique l'exécution de tâches nécessitant le rétablissement de l'équilibre pour éviter une chute.

Ce projet de recherche sera réalisé au Centre de recherche sur le vieillissement. Il ne demandera qu'une visite d'une demi-journée.

Déroulement du projet de recherche

Partie I – Questionnaire, évaluation clinique et/ou évaluation médicale

Afin de confirmer votre admissibilité, vous devrez d'abord répondre à un questionnaire qui recueillera vos données sociodémographiques et évaluera votre aptitude à l'activité physique. Afin de vérifier qu'il n'y a pas de contre-indication à votre participation et selon les réponses obtenues, ce questionnaire pourrait être suivi de :

- Une évaluation clinique afin de confirmer l'absence de problèmes perceptuo-sensoriels (vision, sensibilité distale, temps de réaction), cognitifs (mémoire, orientation temporelle, orientation spatiale), musculosquelettiques (amplitude de mouvement, force musculaire, équilibre) ou autres (pression artérielle, douleur, densité osseuse).
- Une évaluation médicale de votre aptitude à l'activité physique par votre médecin traitant afin d'obtenir son autorisation pour votre participation à ce projet.

Enfin, nous évaluerons votre taille, votre poids, et votre pied dominant. **Si vous avez une déficience connue pouvant affecter les mesures de n'importe lequel des tests ci-dessus énumérés, veuillez nous en informer.**

Partie II – Tâches de rétablissement de l'équilibre pour éviter une chute

Si votre admissibilité est confirmée, vous serez autorisé à effectuer une ou plusieurs des tâches nécessitant le rétablissement de l'équilibre pour éviter une chute. Pour ce faire :

- Vous serez d'abord penché vers l'avant, l'arrière ou le côté.
- Vous serez ensuite soudainement relâché.
- Vous devrez alors essayer de rétablir votre équilibre pour éviter une chute.

Vous devrez effectuer plusieurs répétitions de ces tâches pour chaque direction, l'angle d'inclinaison augmentant à chaque rétablissement de l'équilibre réussi. Le nombre total de répétitions effectuées dépendra de votre habileté à rétablir votre équilibre. **Notez que vous pourrez accepter ou refuser de faire n'importe laquelle des tâches, plusieurs des tâches ou toutes les tâches.**

Pour ces tâches, vous devrez porter un short ajusté, un t-shirt sans manche et des espadrilles. De plus, plusieurs des items suivants seront attachés sur vous :

- Un harnais de sécurité conçu pour arrêter toute chute que vous pourriez subir en empêchant votre tête, vos bras et votre tronc de toucher le sol;
- des marqueurs luminescents pour mesurer le mouvement de votre corps;
- des capteurs pour mesurer votre activité musculaire;
- des capteurs pour mesurer les forces et les pressions que vous exercez sur l'environnement;
- des câbles, boîtes de connections, cordes et ceintures.

Enfin, les séances seront enregistrées sur vidéo (incluant l'audio), afin de nous permettre de revoir chaque essai si nécessaire. Il est aussi possible que des photographies soient prises, afin de mieux documenter certains essais.

Risques associés au projet de recherche

Lors des tâches de rétablissement de l'équilibre pour éviter une chute, il est possible de se blesser. Vous pourriez subir une ecchymose ou même une fracture. Ceci dit, vous pourriez aussi vous blesser juste en marchant ou en vous asseyant. Malgré que les chercheurs ne puissent pas prévoir tout ce qui pourrait se produire, ils ont pris plusieurs précautions pour vous éviter des blessures. Par exemple, un membre de l'équipe de recherche sera toujours à côté de vous et un harnais de sécurité sera utilisé. Les

chercheurs croient donc que le risque de blessure ne sera pas plus grand que lors de la réalisation d'activités physiques quotidiennes. La chercheuse principale a d'ailleurs plus de 15 ans d'expérience avec des tâches à la limite du rétablissement de l'équilibre et n'a jamais eu de blessure produite lors d'une de ses expériences.

Inconvénients associés au projet de recherche

La visite dure une demi-journée et vous devrez effectuer plusieurs répétitions des différentes tâches. Vous pourriez donc ressentir un certain état de frustration ou de fatigue. Pour minimiser la fatigue, des pauses sont prévues à intervalles réguliers. **Si vous avez besoin de pauses additionnelles, veuillez nous en informer.** De plus, parce que l'on va vous demander de faire de votre mieux lors des tâches, il y a un risque de surmenage. **Tout en nous donnant votre meilleur lors des tâches, essayez de ne pas vous surmener.**

Avantages associés au projet de recherche

Vous ne retirerez aucun bénéfice personnel de votre participation à ce projet. Cependant, les résultats obtenus contribueront à l'avancement des connaissances scientifiques sur le rétablissement de l'équilibre et devraient permettre d'améliorer l'efficacité des programmes de prévention des chutes.

Confidentialité

Les renseignements (données) qui seront recueillis lors de ce projet comprendront les informations suivantes :

- votre nom, votre adresse, votre sexe et votre date de naissance;
- votre état de santé passé et présent;
- les résultats de tous les questionnaires, tests, examens et procédures que vous aurez à faire durant ce projet;
- les enregistrements audio et vidéo;
- les photographies.

À la fin du projet de recherche, vos données seront anonymisées, c'est-à-dire qu'il sera impossible de lier vos données à votre nom, prénom, coordonnées ou date de naissance. Ainsi, elles pourront :

- être publiées dans des revues spécialisées;
- faire l'objet de discussions scientifiques;
- servir pour d'autres analyses reliées au projet;
- servir pour l'élaboration de projets de recherche futurs.

Les séances seront enregistrées sur vidéo (incluant l'audio) et il est possible que des photographies soient prises. Notez qu'il n'est cependant pas nécessaire de consentir à ce volet pour participer au présent projet.

Nous autorisez-vous à utiliser vos enregistrements et vos photographies à des fins de formation et/ou de présentations scientifiques et à les conserver avec vos données de recherche ?

Oui Non

Vos renseignements personnels (votre nom et/ou vos coordonnées) seront conservés pendant 5 ans après la fin du projet par le chercheur responsable.

Durant cette période de 5 ans, dans l'éventualité où des projets de recherche similaires à celui-ci se réaliseraient, acceptez-vous qu'un membre de l'équipe de recherche prenne contact avec vous pour vous proposer une nouvelle participation ? Bien sûr, lors de cet appel, vous seriez entièrement libre d'accepter ou de refuser de participer.

Oui Non

Compensation

Vous recevrez un montant de 20 dollars en compensation des frais encourus et des contraintes subies pour votre participation au projet. Ce montant vous sera remis à la fin de votre visite. Vous recevrez également une collation et un breuvage lors d'une des pauses.

Autorisation de transmettre les résultats

Il est possible que les résultats obtenus lors de la séance d'évaluation révèlent des informations méritant d'être transmises à un médecin.

Dans cette éventualité, autorisez-vous le chercheur à transmettre à votre médecin traitant les informations pertinentes si ces informations peuvent avoir une utilité clinique ?

Oui Non

Dans l'affirmative, veuillez inscrire le nom, l'adresse et le numéro de téléphone de votre médecin traitant :

Si vous n'avez pas de médecin traitant, souhaitez-vous que le chercheur vous remette une copie de ces informations ?

Oui Non

Journal Encrêge

Le Centre de recherche sur le vieillissement produit, deux fois par année, un journal qui vise à informer les personnes qui participent ou qui ont déjà participé à des études réalisées au Centre de recherche.

Souhaitez-vous recevoir ce journal ?

Oui Non

Consentement du participant

J'ai pris connaissance du présent formulaire d'information et de consentement et du dépliant traitant des généralités de la participation d'une personne à un projet de recherche.

Je reconnais qu'on m'a expliqué le projet, qu'on a répondu à mes questions et qu'on m'a laissé le temps voulu pour prendre une décision.

Je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions énoncées dans ce document.

Nom et signature du participant

Date

Engagement de la personne qui obtient le consentement

Je certifie avoir expliqué au participant les termes du présent formulaire d'information et de consentement, et avoir répondu aux questions qu'il avait à cet égard.

Nom et signature de la personne qui a obtenu le consentement

Date

Engagement et signature du chercheur responsable du projet

Je m'engage, avec mon équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au présent formulaire d'information et de consentement, et à remettre au participant une copie signée et datée du formulaire et du dépliant.

Je m'engage également à respecter le droit de retrait du participant et à l'informer de toute nouvelle connaissance acquise durant le déroulement du projet qui pourrait modifier sa décision de continuer d'y participer.

Nom et signature du chercheur responsable du projet

Date

Will the research results be commercialized?

Results of a project might lead to the development of commercial products. However, unless otherwise stated by the researcher, you will not receive any financial compensation.

Your research file

All of your personal information will be kept on file.

Only information that is relevant to the research project will be collected and used only within the scope of this project.

The information remains confidential, within legal limits.

You want to see your research file?

You can look at your file, for example to check certain information and to make any necessary correction.

However, it is possible that the researcher will give you access to certain information only after the project is completed.

Confidentiality of your identity

In all documents or files used in the project, you will be identified by a code. Only the researcher and the research team will be able to link the codes to participants.

It will be impossible for an unauthorized third party to identify you in any way, unless you have given your specific consent. The same is true if the researcher wished to present or publish the research data.

Questions about the Research Ethics Committee?

The Research Ethics Committee (REC) of the CSSS-IUGS approves all research projects, including this one.

The REC is responsible for the annual renewal of the project until its completion.

The REC may look at your research file and, if necessary, your medical file, for monitoring purposes.

The REC approves all revisions and changes made to the research project.

Centre de santé et de services sociaux –
Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke
Health and Social Services Centre –
University Institute of Geriatrics of Sherbrooke

Research Ethics Committee
819 780-2220, ext. 45386
www.csss-iugs.ca

To contact the Research Ethics Committee of the CSSS-IUGS please call the office at 819 780-2220, extension 45386.



For further information
www.csss-iugs.ca

You have been asked to participate in a research project?



What you need to know about the Information and Consent Form

Réservé aux employés du CSSS-IUGS
Vous désirez des copies? Veuillez remplir la requête DCAA -
Commande de dépliant dans le système de requêtes.

Written by Sylvianne Fumas, coordinator of the CSSS-IUGS
Research Ethics Committee with the assistance of the its members

U:\Documents\Documents\DéPLIANTS CSSS-IUGS\COMITÉ
D'ÉTHIQUE DE LA RECHERCHE\Information et consentement anglais
couleur
Communications Department, November 2011

Project number : _____

Participant initials: _____

What You Need to Know about the Information and Consent Form

The purpose of the Information and Consent form

The Information and Consent Form's purpose is to provide the person invited to participate in a research project with the information needed to make an informed decision about participating or not.

The Information and Consent Form will provide you with information on the research project, such as what will be expected of you, the risks, the advantages, the disadvantages, and confidentiality.

The researcher has a duty to inform the potential participant about the research project to be conducted, while insuring the privacy of the participant and the confidentiality of the information collected.

The researcher or a research team member will ask you to read the document and sign it, and will provide you with a copy for your records.

You do not understand all of the words?

The language is not clear? You are not sure of what you will have to do? Do not hesitate to ask any questions that come to mind.

You would like to withdraw from a project?

You are free to participate in a research project and you are free to end your participation whenever you wish, without having to provide an explanation. Simply inform the researcher or team member of your decision.

What happens to the information collected about you?

Your data will be either destroyed as soon as you withdraw from the project or when your participation ends, or kept by the researcher for a predetermined number of years and then destroyed.

Questions about the project?

You can contact the researcher or a research team member at any time if you have any questions about the research project.

Questions about your rights? Comments to submit?

You can contact the service quality and complaints commissioner of the CSSS-IUGS:

- by phone:
819 780-2220, extension 40204
- by Email:
clpqs.csss-iugs@sss.gouv.qc.ca

When accepting to participate in a research project, you do not waive any of your rights.

The researcher, the granting agency, and the institution (CSSS-IUGS) are bound to strict civil and professional responsibilities.

You have a problem related to your participation in the project?

You have the right to demand compensation for any harm arising from your participation in a research project, whether it is following the administration of a medication or any other procedure.

Should this happen to you, all care and services required by your health condition, will be provided at no cost to you.



RESEARCH INFORMATION AND CONSENT FORM

Project title: Exploring the age from which improving the ability to recover balance becomes necessary in order to prevent falls in aging adults

Principal investigator: Cécile Smeesters, Eng., Ph.D.
Professor, Department of Mechanical Engineering
819-821-8000 ext 62850
Researcher, Research Centre on Aging
819-780-2220 ext 45308

Student: Evelyne Carbonneau
Master's student, Department of Mechanical Engineering and Research Centre on Aging
819-780-2220 ext 45407

File number: 2011-18 / SMEESTERS

Funding agency: Natural Sciences and Engineering Research Council (NSERC) of Canada

Preamble

We request your participation in a research project.

However, before agreeing to participate in this research and signing this Information and Consent Form, please take the time to read, to understand and to carefully consider the following information.

Nature and objectives of the research project

The purpose of this project is to explore from what age healthy adults have a significant decrease in their ability to recover their balance and to determine if this critical age differs depending on the direction of the loss of balance.

The first part of the study involves a questionnaire, a clinical evaluation and/or a medical evaluation in order to confirm your eligibility. The second part of the study involves performing tasks requiring balance recovery to avoid a fall.

This research project will be conducted at the Research Centre on Aging. It will require only one half-day visit.

Procedure for the research project

Part I – Questionnaire, clinical evaluation and/or medical evaluation

In order to confirm your eligibility, you will first have to respond to a questionnaire which will collect your socio-demographic data and evaluate your aptitude for physical activity. In order to verify that there is no counter-indication to your participation and depending on the answers obtained, this questionnaire could be followed by:

- A clinical evaluation in order to confirm the absence of perceptuo-sensory (vision, distal sensibility, reaction time), cognitive (memory, temporal orientation, spatial orientation), musculoskeletal (range of motion, muscular strength, balance) or other (blood pressure, pain, bone density) problems.
- A medical evaluation of your aptitude for physical activity by your attending physician in order to obtain his authorization for your participation in this project.

Finally, we will evaluate your height, your weight, and your dominant foot. **If you have a known deficit which could affect the measures of any of the above tests listed above, please let us know.**

Part II – Balance recovery tasks to avoid a fall

If your eligibility is confirmed, you will be authorized to perform one or several of the tasks requiring balance recovery to avoid a fall. To do so:

- You will first be leaned forwards, backwards, or sideways.
- You will then be suddenly released.
- You will then have to attempt to recover your balance to avoid a fall.

You will have to perform several repetitions of these tasks for each direction, the lean angle increasing after each successful balance recovery. The total number of repetitions performed will depend on your ability to recover your balance. **Note that you will be allowed to accept or refuse to perform any one of the tasks, several of the tasks or all of the tasks.**

For these tasks, you will have to wear fitted shorts, a sleeveless t-shirt and running shoes. In addition, many of the following items will be attached to you:

- A safety harness designed to arrest any fall which you may sustain by preventing your head, your arms and your trunk from touching the ground;
- luminescent markers to measure the movement of your body;
- sensors to measure your muscular activity;
- sensors to measure the forces and pressures that you exert on the environment;
- cables, connection boxes, ropes, and belts.

Finally, the sessions will be recorded on video (including the audio), in order to allow us to review each trial if necessary. It is also possible that photographs will be taken, in order to better document certain trials.

Risks associated with the research project

During the balance recovery tasks to avoid a fall, it is possible to get injured. You could sustain a bruise or even a fracture. That being said, you could also get injured just while walking or while sitting down. Although the researchers cannot predict all that might happen, they have taken several precautions to avoid injuries. For example, a member of the research team will always be beside you and a safety harness will be used. The researchers thus believe that the risk of injury will not be greater than when performing daily physical activities. In fact, the principal investigator has more than 15 years of

experience with tasks at the limit of balance recovery and has never had an injury occur during one of her experiments.

Inconveniences associated with the research project

The visit will last half a day and you will have to perform several repetitions of the different tasks. You may thus feel a certain state of frustration or fatigue. To minimize fatigue, breaks are planned at regular intervals. **If you need additional breaks, please let us know.** In addition, because we will ask you to do your best during the tasks, there is a risk overexertion. **While giving us your best during the tasks, try not to overexert yourself.**

Advantages associated with the research project

You will not receive any personal benefit from your participation in this project. However, the results obtained will contribute to the advancement of scientific knowledge on balance recovery and should provide improvements in the effectiveness of fall prevention programs.

Confidentiality

The information (data) that will be collected during this project will include the following:

- your name, your address, your gender and your date of birth;
- your past and present state of health;
- the results of all the questionnaires, tests, examinations and procedures which you will have performed during this project;
- the audio and video recordings;
- the photographs.

At the end of the research project, your data will be rendered anonymous, that is to say that it will be impossible to link your data to your name, first name, address or date of birth. Consequently, they may:

- be published in specialised journals;
- become the subject of scientific discussion;
- serve for other analyses related to the project;
- serve in developing future research projects.

The sessions will be recorded on video (including the audio) and it is possible that photographs will be taken. Note, however, that it is not necessary to consent to this section to participate in the current project.

Do you authorize us to use your recordings and photographs for scientific training and/or presentations and to retain them with your research data ?

Yes No

Your personal information (your name and/or your address) will be kept for 5 years after the end of the project by the principal investigator.

During this 5 year period, in the event that research projects similar to this one are carried out, do you agree to be contacted by a member of the research team to offer you a new participation ? Of course, at the time of this call, you would be entirely free to accept or refuse to participate.

Yes No

Compensation

You will receive an amount of 20 dollars in compensation for incurred expenses and inconveniences sustained from your participation in the project. This amount will be given to you at the end of your visit. You will also receive a snack and a beverage during one of the breaks.

Authorization to transmit the results

It is possible that the results obtained during the evaluation session reveal information deserving to be transmitted to a doctor.

In this eventuality, do you authorize the researcher to transmit to your attending physician the relevant information if that information may have clinical usefulness ?

Yes No

If yes, please write the name, the address, and the telephone number of your attending physician:

If you do not have an attending physician, do you wish the researcher to give you a copy of this information ?

Yes No

Encrâge journal

The Research Centre on Aging produces, twice a year, a journal which aims to inform current and past study participants from the research centre.

Would you like to receive this journal ?

Yes No

Participant consent

I have read this Information and Consent Form and the brochure concerning the generalities of the participation of a person to a research project.

I acknowledge that the project has been explained to me, that my questions have been answered and that I have been given the time needed to make a decision.

I consent to participate in this research project with the conditions stated in this document.

Name and signature of participant

Date

Commitment of the person that obtains the consent

I certify that I explained to the participant the terms of this Information and Consent Form, and answered the questions he had regarding it.

Name and signature of the person who obtained consent

Date

Commitment and signature of the principal investigator of the project

I am committing myself, as well as my research team, to respect what was agreed upon in this Information and Consent Form, and to give the participant a signed and dated copy of the form and brochure.

I am also committing myself to respect the right of withdrawal of the participant and to inform him of any new knowledge acquired during the course of the project that could modify his decision to continue to participate.

Name and signature of principal investigator of the project

Date

ANNEXE B : GUIDE DE L'ÉVALUATEUR



Centre de recherche
sur le vieillissement

Rétablissement de l'équilibre pour éviter une chute

Guide de l'évaluateur

Procédures, Test, Normes, Références

Réalisé par Geneviève Schoeb, été 2011

Modifié par Evelyne Carbonneau mars 2012

Table des matières

| | |
|---|----|
| 1. MESURES ANTHROPOMÉTRIQUES | 1 |
| 1.1 Âge | 1 |
| 1.2 Genre | 1 |
| 1.3 Taille | 1 |
| 1.4 Q-AAP ou PAR-Q | 2 |
| 2. HABILITÉS PERCEPTUO-SENSORIELLES | 3 |
| 2.1 Vision: Bilateral contrasts sensitivity | 3 |
| 2.2 Distal sensibility: Test du diapason | 8 |
| 2.3 Reaction time : Réflexus | 11 |
| 3. HABILITÉS COGNITIVES | 15 |
| 3.1 Modified mini-mental state test (3MS) | 15 |
| 4. HABILITÉS SENSORI-MOTRICES | 19 |
| 4.1 Range of motion (ROM) : Amplitudes articulaires fonctionnelles | 19 |
| 4.2 Muscular strength: Force musculaire | 23 |
| 4.3 Balance : Test d'équilibre debout unipodal | 29 |
| 5. AUTRES CRITÈRES D'ÉLIGIBILITÉ | 31 |
| 5.1 Orthostatic blood pressure: Évaluation de l'hypotension orthostatique | 31 |
| 5.3 Pain status: Auto-questionnaire de Dallas | 34 |
| 5.4 Bone mineral density – Ostéodensitométrie (DXA) | 35 |

1. MESURES ANTRHOPOMÉTRIQUES

1.1 Âge

L'âge du participant doit être calculé précisément. Pour ce faire, il suffit de soustraire la date de naissance du participant à la date de l'évaluation. Par exemple, pour un participant né le 22 mai 1942 et que la date de l'évaluation est fixée le 30 avril 2011, cela donnerait :

$$(30/04/2011 - 22/05/1942)/365.25 = 68,94 \text{ ans}$$

1.2 Genre

Indiquez si le participant est un homme ou une femme. Évitez de poser cette question si la personne se trouve en face de vous, même en cas de doute. Vous pouvez plutôt le demander par téléphone, ou alors, vous fier à son prénom.

1.3 Taille

Pour la mesure de la taille, le participant doit se placer dos au mur et l'évaluateur doit lui demander de prendre une grande inspiration et de se « grandir le plus possible ». Le point utilisé pour prendre la mesure est le centre du crâne, en antéro-postérieur. Le participant doit conserver ses souliers lors de la mesure de sa taille. En effet, comme le participant porte ses souliers tout au long de l'expérience de rétablissement de l'équilibre, il est préférable de mesurer la taille avec ses souliers, pour éviter les erreurs de calcul. La taille du participant doit être mesurée en centimètres, et arrondi à la première décimale près. Ex : 165,3 cm. Notez que puisque le poids est mesuré lors de la procédure expérimentale, il n'est pas nécessaire de l'effectuer ici.

1.4 Q-AAP ou PAR-Q

Description

Le Q-AAP (questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique), ou PAR-Q (physical activity readiness questionnaire) en anglais, vise à mieux cerner les personnes pour qui un examen médical est recommandé avant d'entreprendre un programme régulier d'activité physique. Pour les sujets âgé(e)s de 15 à 69 ans, le Q-AAP permet d'indiquer s'il est ou non préférable pour le sujet de consulter un médecin avant d'entreprendre un nouveau programme d'activités, ou encore, l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre. Pour les sujets de 69 ans qui ne participent pas d'une façon régulière à des activités physiques exigeantes, le Q-AAP indique qu'ils devraient consulter un médecin avant d'entreprendre des activités.

Dans le cadre de l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre, tous les sujets de 60 ans et plus passeront l'évaluation clinique complète, afin de valider si le Q-AAP est suffisant comme critère d'exclusion.

Norme d'exclusion

Si le sujet répond « oui » à une des questions du Q-AAP, l'évaluateur doit vérifier quelles sont les raisons qui amènent le sujet à répondre non, puis déterminer si le sujet est apte ou non à faire l'expérience du rétablissement de l'équilibre (ou du moins, l'évaluation clinique). Si l'évaluateur est incertain de la capacité d'un sujet à exécuter l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre suite à ses réponses au Q-AAP (ex : le sujet ne « pense » pas faire d'ostéoporose, mais n'a pas vu son médecin depuis 4 ans), il peut lui demander d'aller passer le X-AAP (PARmed-X en anglais) par précaution, avant même de lui faire passer l'évaluation clinique.

Protocole d'évaluation

Les 10 questions du Q-AAP doivent être posées dans l'ordre et répondu par « oui » ou « non » de la part du sujet.

Référence

Société canadienne de physiologie de l'exercice (2002). *Formulaires Q-AAP*. « Publications ». Document récupéré le 12 mai de <http://www.csep.ca/francais/view.asp?x=698>

2. HABILITÉS PERCEPTUO-SENSORIELLES

2.1 Vision: Bilateral contrasts sensitivity

Description

La vision est généralement mesurée par des tests d'acuité visuelle, lesquels permettent de déterminer quels sont les plus petits détails pouvant être vus par le participant, en utilisant des lettres noires de différentes grandeurs sur un fond blanc. Toutefois, dans la vie de tous les jours, les objets que nous observons possèdent divers niveaux de contrastes et sont de tailles variées. De plus, ces objets peuvent être vus dans diverses conditions visuelles, comme la nuit, sous un soleil éclatant, à travers le brouillard ou sous la pluie. L'avantage d'utiliser un test de sensibilité aux contrastes est qu'il offre une évaluation des facultés visuelles qui prend en considération la vaste gamme de tailles et de contrastes à laquelle nous sommes exposés au quotidien.

Le contraste fait référence aux divers niveaux de clarté présents entre différentes parties d'une même image. Ainsi, le test de sensibilité aux contrastes présente une grille de cercles d'ondes sinusoïdales calibrées à différents niveaux de contrastes (voir Figure 1). Chaque rangée (ligne) teste une fréquence spatiale spécifique, ce qui mesure la sensibilité du participant à une taille d'objet en particulier. La fréquence spatiale est en fait une mesure de la taille d'une image; plus la fréquence spatiale est haute, plus petite est la taille de l'image. Elle s'exprime en cycles par degré.

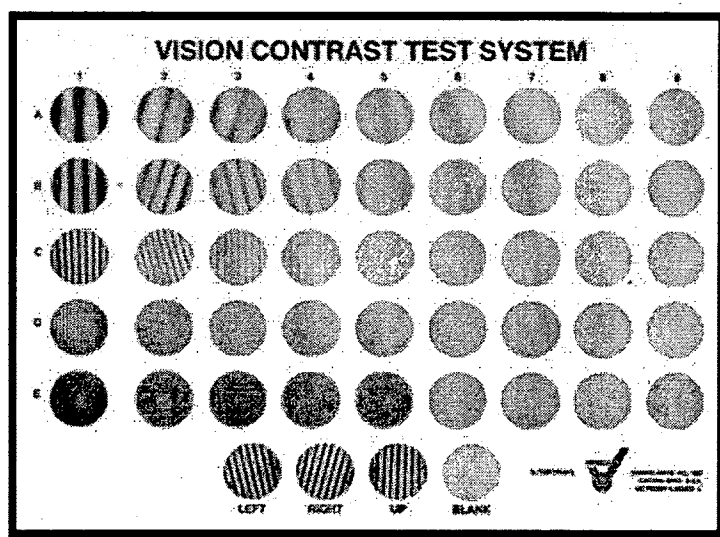


Figure 1

Les ondes sinusoïdales, lesquelles sont représentées par les barres grises floues, varient dans leur orientation. Elles peuvent être verticales, ou inclinées vers la droite ou vers la gauche. Le participant doit donc rapporter, pour chacune des rangées, le dernier cercle visible pour lui et décrire l'orientation des ondes pour celui-ci. L'évaluateur doit recenser les résultats et produire une courbe (ou fonction) de sensibilité aux contrastes (voir Figure 2). Cette courbe permet

ensuite la comparaison du participant aux normes de la population dont il fait partie. Quarante-vingt-dix pourcent (90 %) de la population normale, âgée entre 10 et 70 ans se situe dans la zone ombragée sur la Figure 2. Chez les participants de 70 ans et plus, il peut arriver qu'ils descendent légèrement sous cette zone et qu'ils soient tout de même considérés comme normaux. Comme différents problèmes de vision affectent différentes portions de la courbe, le test de sensibilité aux contrastes peut aider à la détection rapide de certaines pathologies, comme les cataractes et le glaucome.

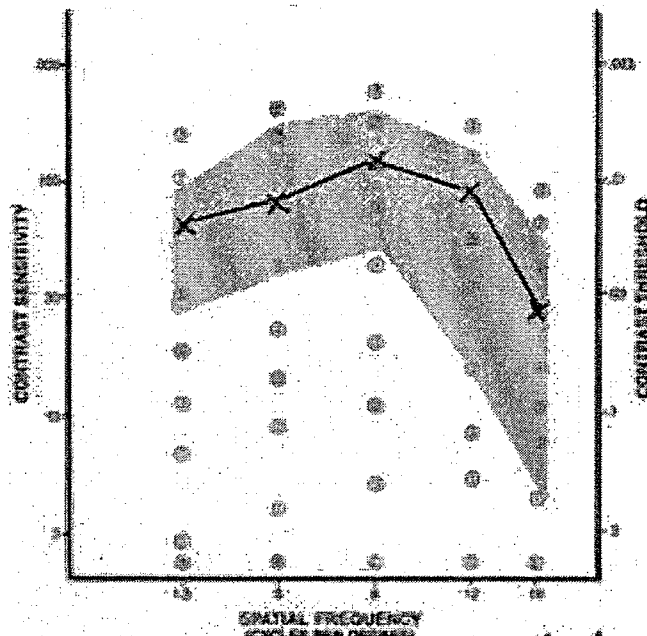


Figure 2

Enfin, le tableau suivant (voir Figure 3) contient les valeurs de sensibilité aux contrastes des ondes sinusoïdales pour chacun des cercles du test. Bien que n'étant pas utile pour l'examen de la vue ordinaire des patients, ces valeurs de sensibilité aux contrastes peuvent être utiles dans le cadre de recherches.

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
|----------------|---|----|----|----|----|-----|-----|-----|
| A (1.5) | 3 | 7 | 12 | 20 | 35 | 70 | 120 | 170 |
| B (3) | 4 | 9 | 15 | 24 | 44 | 85 | 170 | 220 |
| C (6) | 5 | 11 | 21 | 45 | 70 | 125 | 185 | 260 |
| D (12) | 5 | 8 | 15 | 32 | 55 | 88 | 125 | 170 |
| E (18) | 4 | 7 | 10 | 15 | 26 | 40 | 65 | 90 |

Figure 3

Corrigé du VCTS

| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| A | V | D | D | V | G | V | D | |
| B | V | D | G | G | V | D | G | D |
| C | V | G | V | V | D | G | D | V |
| D | V | G | G | D | V | V | G | V |
| E | V | V | D | V | G | V | D | V |

Légende V = orientation verticale des lignes
 D = orientation vers la droite des lignes
 G = orientation vers la gauche des lignes

Note. Ceci est un corrigé maison testé par plusieurs sujets et est celui qui sera utilisé par les évaluateurs du projet. Cependant, ce n'est pas le corrigé original puisque celui-ci n'est pas disponible.

Norme d'exclusion

Tout sujet se situant en dehors de la zone grise lors du traçage de sa courbe de sensibilité au contraste (peu importe pour quelle colonne) doit être exclu de l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre. Pour les sujets de plus de 70 ans toutefois, le jugement clinique, combiné aux résultats aux autres tests clinique peut s'avérer nécessaire afin de déterminer si le sujet doit être exclu ou non. En effet, les sujets de plus de 70 ans pourraient se situer un peu en deçà de la zone grise pour certaines colonnes et être tout de même considérés comme étant normaux. L'évaluateur peut consulter un autre professionnel au besoin.

Test de sensibilité aux contrastes (Bilateral contrast sensitivity)

Protocole d'évaluation

Rédigé par : Geneviève Schoeb Date : 3 mai 2011

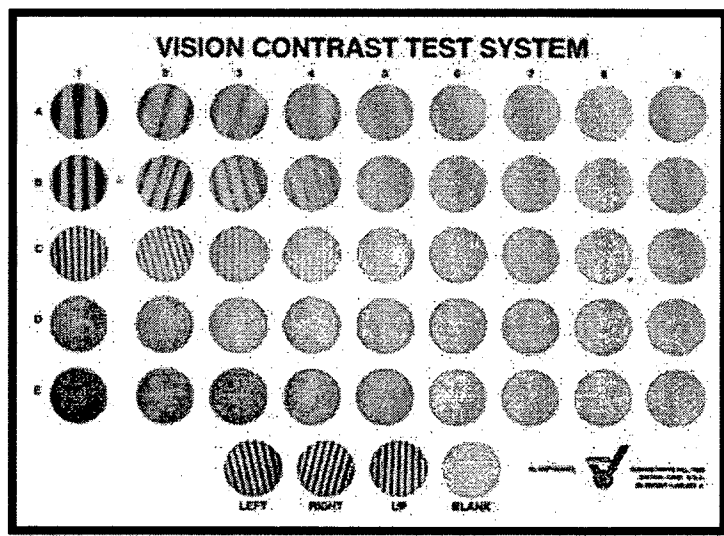
Dernière modification par : Evelyne Carbonneau Date : 7 mars 2012

1. Installation

- Installez la grille du test d'évaluation de la sensibilité aux contrastes sur le mur, à la hauteur des yeux.
- Placez le participant à la distance appropriée de la grille du test de sensibilité aux contrastes (soit 10 pieds \pm 1 pied, ou 3 pieds pour ceux ayant une vision faible).
- Le participant doit garder les deux yeux ouverts pour l'expérience (binoculaire).
- Si le participant porte des lunettes, il doit les conserver pour faire l'expérience.
- La lumière de la pièce doit être allumée, mais les stores des fenêtres doivent être fermés.

2. Expérimentation

- Pointez les trois cercles d'échantillon dans le bas de la grille, lesquels illustrent les trois réponses possibles quant à l'orientation des ondes sinusoïdales : vers le haut, inclinées vers la gauche, ou vers la droite.



- Dites au participant de commencer par la Rangée A (Row A), le premier cercle à gauche et demandez-lui de vous indiquer dans quelle direction sont inclinées les lignes. Si la réponse est correcte, demandez-lui de poursuivre les cercles vers la droite.
- Si la réponse est incorrecte, poursuivez au cercle suivant, donc à la droite, pour confirmer que sa réponse était réellement fausse.

- S'il vous dit qu'il ne voit rien dans ce cercle. L'évaluateur demande au participant de deviner en lui proposant les trois-alternatives, une méthode de test à choix forcé. Celle-ci est connue pour améliorer la précision du seuil de la mesure de contraste.
- L'évaluateur indique le dernier cercle de réponse réussie par le participant.

3. Résultats

- Pour ne pas avoir à reconstruire la courbe lorsque le participant est présent, le tableau du formulaire de l'évaluateur contient des cases ombragées qui représentent la courbe normale pour un sujet âgé jusqu'à 70 ans.

Référence

Vistech Consultants Inc, 1988. *Vision contrast test system user's guide*. Vistech Consultants Inc., Dayton OH.

2.2 Distal sensibility: Test du diapason

Description

L'évaluation du seuil vibratoire permet d'évaluer les récepteurs cutanés de la plante des pieds. Pour faire ce test, un diapason avec une fréquence fixée à 128 Hz et un chronomètre sont requis.

L'administration du test se fait lorsque le sujet est couché sur un lit. Deux régions sont évaluées : la malléole latérale et l'interligne articulaire du premier métatarse. L'évaluateur doit frapper le diapason sur sa main (ou sa cuisse) afin de déclencher l'oscillation de ce dernier, pour ensuite venir déposer l'extrémité du diapason sur la région évaluée chez le participant. Au même moment, il doit également déclencher le chronomètre, et ce, jusqu'à ce que le participant lui indique qu'il ne sent plus la vibration du diapason. Deux essais, pour chacune des régions et pour chaque côté (gauche et droit) sont nécessaires.

Norme d'exclusion

Un sujet dont le temps de perception de la vibration du diapason se situe en-dessous de 2 écarts-types de la moyenne, selon le sexe et la tranche d'âge, doit être exclu de l'expérience de rétablissement de l'équilibre. Les lignes observées dans le tableau ci-dessous sont reliées à la région de la fibula.

VIBRATORY STIMULUS PERCEPTION TIMES IN NORMAL SUBJECTS

Each figure is the mean \pm SD of perception times (in sec) of 12 male (M) and 12 female (F) subjects. Loci of stimulation are specified in Methods.

| Region | | Decades (years) | | | | | | | |
|-----------|---|-----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| | | 5-9 | 10-19 | 20-29 | 30-39 | 40-49 | 50-59 | 60-69 | 70-79 |
| Clavicula | M | 18.1 \pm 3.6 | 16.2 \pm 4.0 | 20.2 \pm 6.0 | 16.5 \pm 3.2 | 14.2 \pm 2.4 | 13.8 \pm 2.4 | 12.5 \pm 1.5 | 13.0 \pm 2.6 |
| | F | 17.0 \pm 4.2 | 15.5 \pm 2.8 | 15.8 \pm 3.7 | 13.7 \pm 2.7 | 12.7 \pm 3.8 | 13.4 \pm 2.3 | 12.8 \pm 1.3 | 12.1 \pm 2.1 |
| Olecranon | M | 23.2 \pm 2.5 | 18.4 \pm 4.1 | 21.4 \pm 4.1 | 18.7 \pm 3.4 | 15.8 \pm 2.4 | 15.4 \pm 2.8 | 14.2 \pm 2.5 | 14.9 \pm 3.7 |
| | F | 22.8 \pm 3.4 | 18.4 \pm 4.0 | 17.6 \pm 4.8 | 18.2 \pm 4.2 | 16.1 \pm 3.2 | 16.0 \pm 2.7 | 16.3 \pm 1.8 | 14.3 \pm 1.6 |
| Ulna | M | 26.9 \pm 2.2 | 22.2 \pm 4.8 | 25.5 \pm 3.6 | 23.7 \pm 4.1 | 20.7 \pm 2.7 | 18.8 \pm 4.9 | 17.2 \pm 4.3 | 16.4 \pm 4.1 |
| | F | 25.4 \pm 4.6 | 24.0 \pm 3.8 | 25.7 \pm 5.2 | 25.6 \pm 5.2 | 21.9 \pm 3.2 | 21.4 \pm 5.1 | 19.6 \pm 3.7 | 17.4 \pm 2.0 |
| Radius | M | 26.2 \pm 4.4 | 23.8 \pm 4.4 | 25.1 \pm 4.3 | 23.5 \pm 4.2 | 20.9 \pm 2.8 | 18.5 \pm 4.9 | 17.3 \pm 3.9 | 17.5 \pm 3.9 |
| | F | 26.8 \pm 5.2 | 23.4 \pm 4.7 | 24.5 \pm 4.5 | 25.9 \pm 5.4 | 21.9 \pm 3.5 | 22.0 \pm 4.8 | 19.8 \pm 4.2 | 18.2 \pm 2.5 |
| Ilium | M | 15.9 \pm 2.7 | 12.8 \pm 3.2 | 14.6 \pm 3.7 | 11.7 \pm 2.3 | 10.7 \pm 2.8 | 9.4 \pm 1.5 | 9.4 \pm 2.0 | 8.7 \pm 1.7 |
| | F | 16.8 \pm 2.8 | 12.2 \pm 2.8 | 12.2 \pm 5.5 | 12.2 \pm 2.6 | 10.7 \pm 1.9 | 9.4 \pm 3.5 | 10.2 \pm 2.2 | 9.3 \pm 2.1 |
| Rotula | M | 17.8 \pm 2.5 | 13.2 \pm 3.4 | 17.9 \pm 3.7 | 12.2 \pm 1.2 | 10.9 \pm 2.2 | 10.5 \pm 2.5 | 9.0 \pm 2.6 | 8.4 \pm 2.6 |
| | F | 19.2 \pm 1.6 | 12.6 \pm 3.1 | 14.2 \pm 4.7 | 14.4 \pm 3.1 | 10.7 \pm 2.2 | 11.3 \pm 3.0 | 10.5 \pm 1.3 | 9.8 \pm 2.4 |
| Tibia | M | 23.4 \pm 3.2 | 17.7 \pm 3.3 | 21.1 \pm 4.7 | 16.6 \pm 3.2 | 15.4 \pm 2.5 | 14.4 \pm 3.7 | 11.0 \pm 4.0 | 7.6 \pm 3.1 |
| | F | 22.9 \pm 2.8 | 19.4 \pm 4.6 | 19.6 \pm 4.4 | 20.4 \pm 3.6 | 15.7 \pm 2.2 | 15.7 \pm 4.2 | 13.3 \pm 1.8 | 10.9 \pm 2.9 |
| Fibula | M | 23.8 \pm 3.9 | 18.9 \pm 4.0 | 20.7 \pm 4.5 | 17.4 \pm 3.5 | 15.5 \pm 2.8 | 13.8 \pm 3.2 | 11.2 \pm 3.6 | 8.7 \pm 2.4 |
| | F | 22.9 \pm 2.5 | 19.5 \pm 5.1 | 21.4 \pm 5.3 | 20.5 \pm 3.7 | 15.9 \pm 1.5 | 16.4 \pm 3.2 | 13.0 \pm 2.6 | 10.9 \pm 2.2 |

Test du diapason Protocole d'évaluation

Rédigé par : Jessica Simard Date : Été 2010
Dernière modification par : Evelyne Carbonneau Date : 7 mars 2012

1. Préparation

- Avoir en sa possession :
 - Un diapason de 128 Hz
 - Un chronomètre
 - Une feuille de cotation
- Position du sujet : décubitus latéral controlatéral avec un oreiller entre les genoux (lequel doit être positionné de façon à ce que les pieds, les chevilles et les tibias du sujet ne se touchent pas), yeux fermés. Le participant doit avoir enlevé ses bas.
- Position de l'évaluateur : assis sur une chaise à côté du lit.

2. Expérimentation

- Montrer le diapason au sujet et lui dire que nous allons mesurer sa sensibilité à la vibration. Ce faisant, lui démontrer en faisant vibrer le diapason et lui faire sentir la vibration avec l'extrémité (voir Figure 1) sur le dessus de sa main.
- Expliquer au participant que nous allons faire vibrer le diapason, le déposer sur 2 endroits spécifiques que sont la malléole externe et le côté de son pied (métatarses). En même temps, toucher l'endroit en question pour lui montrer. L'expérimentateur doit lui demander de garder les yeux fermés et qu'il doit indiquer stop lorsqu'il ne sentira plus la vibration pour la malléole. Pour le métatarses, il doit simplement indiquer s'il sent ou non la vibration. De plus, l'avertir que nous ferons 2 essais pour chaque endroit.

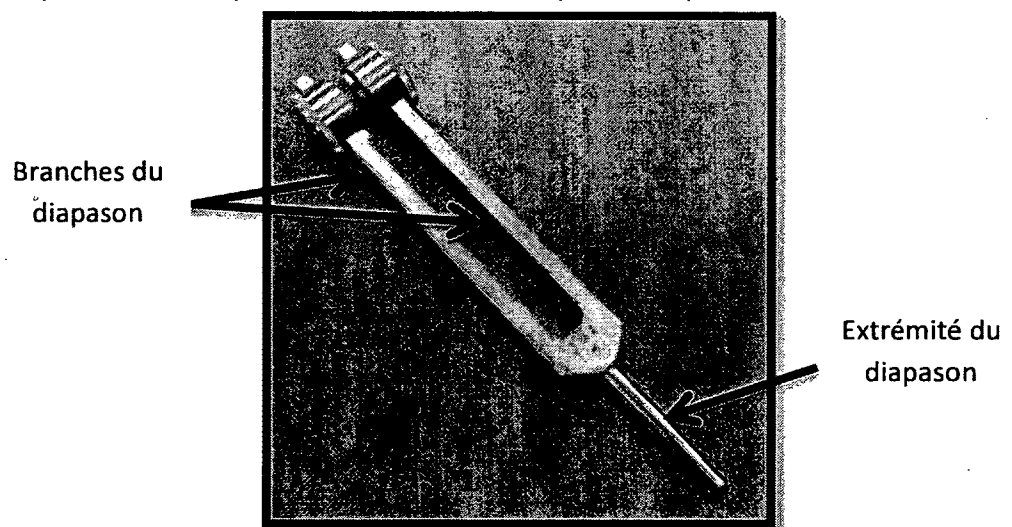


Figure 1

- Maintenant débiter le test :
 - Frapper le diapason sur la main, sur le talon de la chaussure ou autre de façon à ce que les 2 branches cognent l'une sur l'autre et que le diapason émette un son (très important, afin de standardiser la « frappe » du diapason).
 - Le plus rapidement possible venir appuyer l'extrémité du diapason sur la région corporelle désirée en tenant uniquement la tige du diapason, sans toucher les branches.
 - La pression exercée par le diapason sur la zone corporelle doit correspondre au poids du diapason (seulement pour maintenir l'équilibre du diapason). Le diapason doit donc toujours être placé perpendiculairement à la peau (verticalement), afin que la masse du diapason demeure constante entre les tests. L'expérimentateur ne doit pas toucher au sujet pour ne pas entraver la sensation de vibration.
 - Dès le contact du diapason avec la peau du participant, partir le chronomètre et l'arrêter dès que le sujet dit Stop pour la malléole.
 - Noter le temps obtenu par le chronomètre pour la malléole
- Faire le test sur l'interligne articulaire du premier métatarse de la jambe opposé de la malléole testée. Toutefois, pour cette partie, simplement indiquer si le sujet ressent ou non une vibration. Il n'est pas nécessaire de calculer le temps.
 - À noter que l'interligne articulaire peut se palper en médial et en antérieur; pour l'expérience faites-le en médial.
- Pour chaque partie corporelle, faire 2 essais.
- Faire retourner le sujet pour tester les deux côtés, gauche et droit, de chaque partie du corps du sujet.

Référence

De Michele, G., Filla, A., Coppola, N., Bisogno, A., Trombetta, L., Santorelli, F., & Campanella, G. (1991). Influence of age, gender, height and education on vibration sense: A study by tuning fork in 192 normal subjects. *Journal of the Neurological Sciences*, 105(2), 155-158.

2.3 Reaction time : Réflexus

Description

Le test du Réflexus se passe sur ordinateur et permet de mesurer le temps de réaction des membres supérieurs et inférieurs, ainsi que le temps de freinage (temps pour que le pied soit transféré de l'accélérateur au frein). Pour ce faire, le Réflexus utilise trois différentes mesures; l'une est prise avec une souris d'ordinateur (temps de réaction des membres supérieurs simple et avec choix), l'une avec une pédale d'accélérateur (temps de réaction des membres inférieurs simple) et la dernière est prise avec la pédale de frein (temps de freinage total). C'est un stimulus lumineux, apparaissant sur l'écran d'ordinateur, qui déclenche le calcul de la vitesse du temps de réaction. Suite à l'apparition de ce stimulus, le sujet doit réagir le plus rapidement possible, soit en :

- Appuyant sur le bouton principal de la souris **sans soulever l'index** dominant;
- Appuyant sur la pédale sur l'accélérateur **sans soulever le pied** droit; ou
- Soulevant le pied droit de l'accélérateur et appuyer sur la pédale sur le frein

Le temps de réaction ainsi mesuré permet d'être précis à la milliseconde près.

Dans le cadre du rétablissement de l'équilibre, seule la mesure prise avec **l'index et la souris (membre supérieur)** sera prise avec le Réflexus, selon la **modalité 2X2 avec choix**.

Norme d'exclusion

Un sujet dont le temps de réaction au Réflexus est supérieur à 329 ms pour la modalité avec souris, 2X2 avec choix, devrait être exclu de l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre.

Cette norme a été établie à partir des données recueillies par Alessandro, chez son groupe âgé, pour lequel la moyenne à ce test pour cette modalité était de 269 ms (ÉT = 30 ms). Ainsi, il a été décidé que les sujets se situant à plus de 2 écarts-type de la moyenne devraient être préférentiellement exclus. Le jugement clinique de l'évaluateur doit toutefois demeurer présent, puisque si le sujet n'a échoué aucun autre test, il pourrait être tout de même éligible pour l'expérience de rétablissement de l'équilibre. L'évaluateur peut consulter un autre professionnel au besoin.

**Réflexus**

Protocole d'évaluation

Rédigé par : Jean-Sébastien Gosselin

Date : 8 mars 2004

Modifié par : Cécile Smeesters

Date : 27 avril 2007

Axe de réadaptation gériatrique
Centre de recherche sur le vieillissement

1. Installation

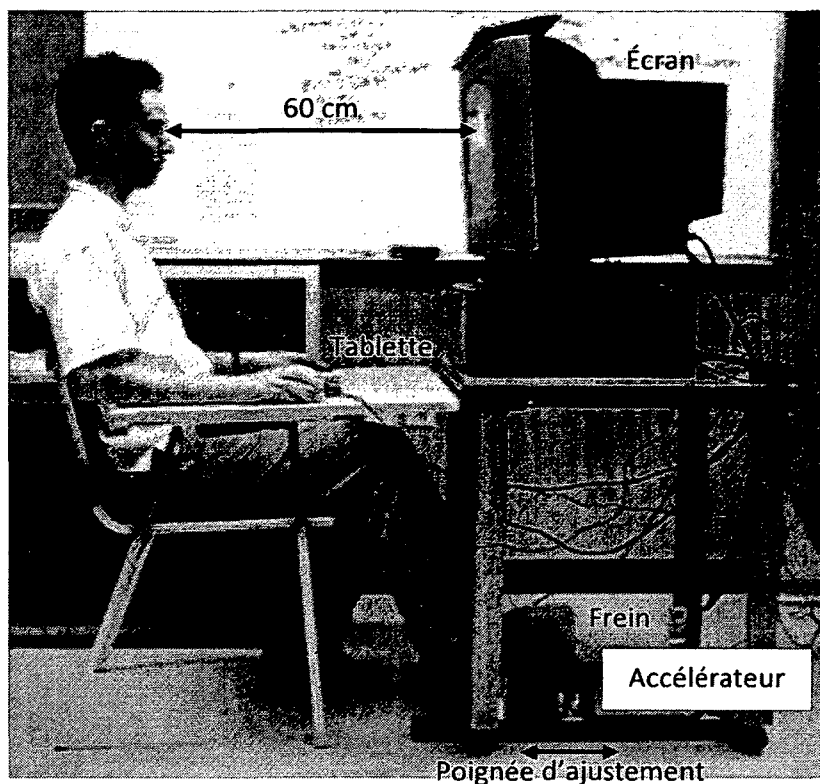
- Brancher la souris et la pédale dans le port souris de l'ordinateur.
- Ouvrir le programme *Réflexus*.
- Compléter les informations sous l'onglet *Paramètres*, en particulier :
 - Indiquer la dominance des membres supérieurs (la main avec laquelle le participant fait habituellement les tâches suivantes : tenir une brosse à dent, tenir un couvercle pour ouvrir un pot, tenir une cuillère à soupe et lancer une balle).

2. Positionnement du participant

- Le participant est assis avec son dos droit appuyé sur le dossier de la chaise sans roulette identifié pour Réflexus.
- Placer l'écran devant le participant à une distance de 60 cm (pour un écran de 17 pouces).

2.1. Temps de réaction des membres supérieurs simple et avec choix (souris)

- Attacher la tablette construite pour Réflexus sur la chaise à l'aide des bandes velcro.
- Le bras dominant du participant est appuyé confortablement sur la tablette jusqu'au coude afin d'éviter toute tension des muscles de son membre supérieur.
- Le poignet dominant du participant est placé en ligne droite avec son bras.
- L'index dominant du participant est placé sur le bouton principal de la souris.



3. Expérimentation

Le tableau suivant indique les différentes routines de pratique et d'expérimentation à employer pour chaque périphérique et chaque mode. Elles doivent être utilisées selon l'ordre croissant des numéros indiqués au début du nom de chaque routine.

| Périphérique | Mode | Routine | |
|---|--------------|-------------------|-----------------|
| | | Pratique | Expérimentation |
| Temps de réaction des membres supérieurs | | | |
| Souris | Mode choix 2 | 2_PratiqueSouris2 | 2_R_Souris2 |

Pour chaque expérience :

- Indiquer le périphérique sous l'onglet *Paramètres*.
- Indiquer le mode sous l'onglet *Paramètres*.
- Charger la routine de pratique appropriée sous l'onglet *Paramètres*.
- Faire une démonstration d'un essai sous l'onglet *Évaluation*, en utilisant la routine de pratique, afin de bien expliquer les instructions ci-dessous au participant.
- Appuyer sur *Reset* puis sur *OK* pour réinitialiser la routine de pratique pour le participant.
- Laisser le participant effectuer la routine de pratique sous l'onglet *Évaluation* afin qu'il maîtrise bien l'expérience, la rapidité d'exécution n'est pas importante.
- Charger la routine d'expérimentation appropriée sous l'onglet *Paramètres*.

- Laisser le participant effectuer la routine d'expérimentation sous l'onglet *Évaluation*.
- Lorsque la routine d'expérimentation est terminée, appuyer sur *Enregistrer*.
- Appuyer sur *Reset* puis sur *OK* lorsque le message « toutes les données non sauvegardées seront perdues » apparaît pour passer à l'expérience suivante.

Les instructions pour l'expérience sont :

- Avant chaque essai **fixer le centre de l'écran**, i.e., le carré noir au centre de l'écran pour le Mode choix 2.
- Lorsqu'une des lumières (Mode choix 2) s'allume, mais surtout pas avant qu'elle s'allume, le participant doit **le plus vite possible**, selon le périphérique utilisé :
 - Appuyer sur le bouton principal de la souris **sans soulever l'index** dominant;

4. Résultats

Après chaque expérience, les résultats peuvent être visualisés sous l'onglet *Résultats* :

- Temps de réaction pour chaque essai;
- Délai d'affichage (i.e. : temps au système pour allumer la lumière $\leq 5\text{ms}$);
- Erreurs effectuées (i.e. : cliquer avant que la lumière s'allume);
- Durée totale de l'expérience; et
- Moyenne et écart type des temps de réaction de tous les essais.

5. Lecture du fichier de résultats

Un brouillon de programme MatLab pour lire les données enregistrées sous format texte est disponible sur demande auprès de Cécile Smeesters.

Pour plus d'informations sur le programme Réflexus
voir la présentation MS Power Point,
consulter le registre 06-02 de Sandra Demers,
ou voir Mathieu Hamel.

Référence

Lord SR, Menz HB, Tiedemann A, 2003. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Physical Therapy* 83(3), 237-252.

3. HABILITÉS COGNITIVES

3.1 Modified mini-mental state test (3MS)

Description

Le Modified Mini-Mental State (3MS) est un test rapide d'évaluation des fonctions cognitives. Ce genre de test est largement utilisé tant en milieu clinique que dans les protocoles de recherche. Le 3MS constitue une version modifiée du Mini-Mental State Examination (MMSE), laquelle a été conçue afin d'améliorer la fidélité, la sensibilité, et la spécificité du MMSE, d'élargir l'étendue des résultats et de diminuer les effets plafonds et planchers d'un tel test. Il comprend 15 items et un score maximal de 100 points. Les différents items évaluent la mémoire, l'orientation, l'attention, le calcul, le langage et les praxies de construction. Le tableau suivant présente les normes d'évaluation selon l'âge et le niveau de scolarité.

| ÉDUCATION | | 0 à 4 ans | | 5 à 8 ans | | 9 à 12 ans | | 13 ans et plus | |
|-----------------------|-----------------|-----------|------|-----------|------|------------|------|----------------|------|
| ÂGE | Centiles | 3MS | MMSE | 3MS | MMSE | 3MS | MMSE | 3MS | MMSE |
| 65-69 (n=2058) | 50 ^e | 82 | 26 | 88 | 27 | 93 | 28 | 95 | 29 |
| | 25 ^e | 79 | 23 | 83 | 26 | 89 | 27 | 92 | 28 |
| | 5 ^e | 70 | 20 | 76 | 22 | 81 | 24 | 85 | 26 |
| 70-74 (n=1636) | 50 ^e | 83 | 26 | 87 | 27 | 92 | 28 | 94 | 29 |
| | 25 ^e | 78 | 24 | 83 | 26 | 87 | 27 | 91 | 27 |
| | 5 ^e | 71 | 22 | 78 | 23 | 80 | 24 | 82 | 25 |
| 75-79 (n=2112) | 50 ^e | 83 | 26 | 86 | 27 | 90 | 28 | 92 | 28 |
| | 25 ^e | 77 | 24 | 81 | 25 | 86 | 26 | 88 | 28 |
| | 5 ^e | 70 | 20 | 75 | 22 | 79 | 24 | 80 | 24 |
| 80-84 (n=1061) | 50 ^e | 81 | 25 | 85 | 26 | 88 | 27 | 91 | 28 |
| | 25 ^e | 76 | 23 | 79 | 25 | 83 | 26 | 86 | 26 |
| | 5 ^e | 65 | 18 | 70 | 21 | 76 | 23 | 79 | 23 |
| 85 et plus (n=853) | 50 ^e | 80 | 25 | 83 | 26 | 86 | 27 | 89 | 27 |
| | 25 ^e | 74 | 23 | 78 | 23 | 81 | 25 | 84 | 26 |
| | 5 ^e | 60 | 17 | 66 | 20 | 72 | 22 | 75 | 23 |

Source: Étude canadienne sur la santé et le vieillissement, 1992 (G. Bravo et R. Hébert)

Normes d'exclusion

Un sujet qui échoue le 3MS (< que le 25^e percentile) est exclu de l'expérience.

Modified mini-mental state test (3MS)

Procédure d'évaluation - Résumé

Il est **ESSENTIEL** de lire le *Manuel pour l'administration et la cotation de l'Échelle de statut mental modifiée (3 MS)* avant de faire le test, pour bien maîtriser les règles de cotation. Une formation par un professionnel certifié est également fortement recommandé afin de bien comprendre les subtilités de chaque question et puisque le langage utilisé, le ton de voix, le rythme et le langage non-verbal sont importants lors de la passation du questionnaire. Voici tout de même un résumé des consignes importantes. *Lire les directives en anglais au besoin*

1. Préparation

- Ne pas offrir d'aide ou attendre les réponses trop longtemps.
- Administrer le test dans un endroit calme où les distractions sont réduites au maximum et noter sur la feuille d'évaluation tous les événements survenant pendant la passation du test susceptibles d'altérer la performance du sujet.

2. Expérimentation

- **Lieu et date de naissance**
 - « Quand êtes-vous né? »
 - « Où êtes-vous né? »
 - Si le sujet ne donne qu'une partie de la réponse, demandez les informations manquantes (ex : il donne le jour et le mois mais non l'année).
- **Enregistrement**
 - « Je vais vous dire trois mots que vous devrez vous rappeler. Répétez-les quand j'aurai fini de les dire tous les trois. »
 - Prononcez les trois mots distinctement en prenant environ 1,5 sec. Par mot.
 - Si le sujet vous interromps dans la présentation des trois mots, ne vous arrêtez pas pour répondre, terminez de les nommez puis demandez : « Quels sont les trois mots que vous pensez que je viens de dire? »
 - Si le sujet fait le test à plus d'une reprise, utilisez différentes versions des trois mots (ex prendre « chaussure, brun et modestie » plutôt que « chemise, bleu et honnêteté »)
- **Réversibilité mentale**
 - « Comptez de 1 à 5. »
 - Si le sujet peut compter de 1 à 5, dites : « Pouvez-vous maintenant compter à l'envers de 5 à 1? »

- Si le sujet ne peut pas compter de 1 à 5, dites-lui : « Dites : 'Un, deux, trois quatre, cinq.' » en prenant 1,5 sec pour chaque chiffre. Aidez-le seulement une fois, puis demandez-lui de compter à l'envers de 5 à 1, même s'il n'a pas réussi parfaitement à compter dans l'ordre.
- « Épelez le mot -monde-. »
- Si le sujet est incapable, aidez-le une seule fois en disant : « Cela s'épelle M-O-N-D-E. » Prononcez distinctement en prenant 1,5 sec par lettre.
- « Maintenant, épelez le mot -monde- à l'envers. »
- **Premier rappel**
 - « Quels sont les trois mots que je vous ai demandé de vous rappeler? »
 - Pour chaque mot qui n'est pas rapporté spontanément, donnez l'indice concernant la catégorie d'abord, puis l'indice des choix multiple si nécessaire.
 - N'attendez pas plus de 3 sec pour un rappel spontané.
- **Orientation temporelle**
 - « Quelle est la date d'aujourd'hui? »
 - Orientez le sujet pour les éléments manquants (ex : en quelle année sommes-nous?).
- **Orientation spatiale**
 - « Dans quelle province sommes-nous? »
 - « Dans quel pays sommes-nous? »
 - « Dans quelle ville sommes-nous? »
 - « Sommes-nous dans un magasin, dans un hôpital ou dans une maison? »
- **Dénomination**
 - L'évaluateur demande, tout en pointant la partie concernée de son propre corps :
 - Milieu du front : « Comment appelez-vous cette partie du visage? »
 - Menton : « Et cette partie? »
 - Épaule : « Et cette partie du corps? »
 - Coude : « Et cette partie? »
 - Jointure : « Et cette partie de la main? »
- **Évocation de mots**
 - « Quels animaux ont 4 pattes? Nommez-en le plus possible. »
- **Associations sémantiques**
 - « En quoi se ressemblent un bras et une jambe ? »
 - Si le sujet ne comprend pas, présentez un exemple : « Une pomme et une banane sont tous deux des fruits ». Faites une pause de 2 sec. Puis, demandez : « Un bras et une jambe sont tous deux des ____? »
 - « En quoi se ressemblent rire et pleurer? »
 - « En quoi se ressemblent manger et dormir? »
- **Répétition**

- « Répétez ce que je dis : 'Je veux aller chez moi'. »
- Dès que le sujet a répondu, dites : « Maintenant, répétez : 'Pas de si ni de mais.' »
- **Consigne écrite « Fermez vos yeux »**
 - Repliez vers vous le tiers de la feuille de façon à ce que le sujet puisse voir la consigne (et seulement celle-ci).
 - Dites; « S'il vous plait, faites ceci. »
 - Si le sujet ne fait rien ou ne respecte pas la consigne, pointez la consigne du doigt et dites : « Faites ce qui est écrit. » Accordez 5 sec de temps de réaction puis passez à l'item suivant.
 - Dès que le sujet ferme les yeux, dites : « Ouvrez-les yeux. »
- **Écriture**
 - Repliez la feuille pour montrer la partie lignée, au centre de la feuille, seulement, puis dites : « J'aimerais avoir un exemplaire de votre écriture. Écrivez : 'Je veux aller chez moi' »
 - Si le sujet est réticent à écrire une telle phrase, demandez-lui plutôt d'écrire : « Il veut aller chez lui. »
 - Ne tenez pas compte de ce qui est écrit après 1 min et allouer le pointage en conséquence. Laissez toutefois le sujet terminer.
- **Copie de deux pentagones**
 - Montrez uniquement le tiers de la feuille où sont imprimés les pentagones.
 - Demandez au sujet de reproduire le dessin.
- **Consignes en 3 étapes**
 - Prononcez les trois consignes clairement, en 6 sec environ, sans vous arrêter. Ne donnez ces consignes qu'une seule fois.
 - Si le sujet vous interrompt et vous demande ce que vous avez dit, terminer vos consignes puis dites; « Faites ce que vous pensez que je vous ai demandé de faire. »
 - Attention à ne pas donner d'indice au sujet avec votre non-verbal.
- **Deuxième rappel**
 - « Quels sont les trois mots que je vous ai demandé de vous rappeler? »

Référence

Desrosiers J, Hébert R, 1997. *Principaux outils d'évaluation en clinique et en recherche*. In: Arcand M, Hébert R (Eds.), *Précis pratique de gériatrie*. Edisem, St-Hyacinthe QC, pp. 78-107.

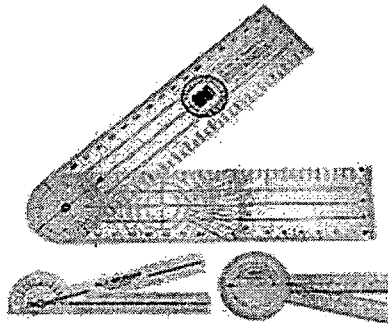
Hébert, R., Girouard, D. (1992). *Manuel pour l'administration et la cotation de l'échelle de statut mental modifié (3 MS)*. Centre de recherche en gérontologie et gériatrie : Sherbrooke (QC).

4. HABILITÉS SENSORI-MOTRICES

4.1 Range of motion (ROM) : Amplitudes articulaires fonctionnelles

Description

La mesure de l'amplitude fonctionnelle est une procédure d'évaluation de base des dysfonctions physiques qui peuvent causer une limitation de l'amplitude fonctionnelle, comme par exemple l'arthrite, les fractures ou les brûlures. L'amplitude articulaire fonctionnelle (ROM) est l'arc de mouvement qu'une articulation peut exécuter. L'instrument généralement utilisé pour mesurer précisément l'amplitude fonctionnelle est le goniomètre. Pour mesurer efficacement l'amplitude fonctionnelle, l'évaluateur devrait savoir quelle est l'amplitude fonctionnelle normale des différentes articulations évaluées, comment les articulations bougent et comment positionner le sujet.



Goniomètres

Pour les besoins de l'expérience, l'utilisation d'un goniomètre et la prise de mesures précises ne sont pas nécessaires. Il s'agit simplement de vérifier si la personne est fonctionnelle, si elle est capable de réaliser tous les mouvements sans difficulté majeure. Ci-dessous, les normes précises de l'amplitude fonctionnelle normale, lorsqu'on utilise la méthode de mesure à 180°.

Table 6-1: Average Normal ROM (180° Method)

| Joint | ROM | Associated girdle motion | Joint | ROM |
|----------------------------------|-----------------|---|-----------------------------------|---------------------------|
| Cervical spine | | | Wrist | |
| Flexion | 0° to 45° | | Flexion | 0° to 80° |
| Extension | 0° to 45° | | Extension | 0° to 70° |
| Lateral flexion | 0° to 45° | | Ulnar deviation (ad- duction) | 0° to 30° |
| Rotation | 0° to 60° | | Radial deviation (ab- duction) | 0° to 20° |
| Thoracic and lumbar spine | | | Thumb* | |
| Flexion | 0° to 80° | | DIP flexion | 0° to 80°-90° |
| Extension | 0° to 30° | | MP flexion | 0° to 50° |
| Lateral flexion | 0° to 40° | | Adduction, radial and palmar | 0° |
| Rotation | 0° to 45° | | Palmar abduction | 0° to 50° |
| Shoulder | | | Radial abduction | 0° to 50° |
| Flexion | 0° to 170° | Abduction, lateral tilt, slight elevation, slight upward rotation | Opposition | |
| Extension | 0° to 60° | Depression, adduction, up- ward tilt | Fingers* | |
| Abduction | 0° to 170° | Upward rotation, elevation | MP flexion | 0° to 90° |
| Adduction | 0° | Depression, adduction, downward rotation | MP hyperextension | 0° to 15°-45° |
| Horizontal abduc- tion | 0° to 40° | Adduction, reduction of lateral tilt | PLP flexion | 0° to 110° |
| Horizontal adduc- tion | 0° to 130° | Abduction, lateral tilt | DIP flexion | 0° to 80° |
| Internal rotation | | Abduction, lateral tilt | Abduction | 0° to 25° |
| Arm in abduction | 0° to 70° | | Hip | |
| Arm in adduction | 0° to 60° | | Flexion | 0° to 120° (bent knee) |
| External rotation | | Adduction, reduction of lateral tilt | Extension | 0° to 30° |
| Arm in abduction | 0° to 90° | | Abduction | 0° to 40° |
| Arm in adduction | 0° to 80° | | Adduction | 0° to 35° |
| Elbow | | | Internal rotation | 0° to 45° |
| Flexion | 0° to 135°-150° | | External rotation | 0° to 45° |
| Extension | 0° | | Knee | |
| Forearm | | | Flexion | 0° to 135° |
| Pronation | 0° to 80°-90° | | Ankle and foot | |
| Supination | 0° to 80°-90° | | Plantar flexion | 0° to 50° |
| | | | Dorsiflexion | 0° to 15° |
| | | | Inversion | 0° to 35° |
| | | | Eversion | 0° to 20° |

Norme d'exclusion

Si l'évaluateur juge que certaines limitations dans l'amplitude fonctionnelle du sujet pourraient nuire à l'expérience de rétablissement de l'équilibre et à la santé du sujet, mieux vaut exclure le sujet de l'expérience. L'évaluateur peut aussi aller consulter un autre professionnel en cas d'incertitude.

Évaluation de l'amplitude fonctionnelle (Range of motion - ROM)

Protocole d'évaluation

Rédigé par : Geneviève Schoeb Date : Été 2010
 Dernière modification par : Evelyne Carbonneau Date : 7 mars 2012

1. Préparation

- Demandez au sujet de se placer debout, au centre de la pièce (afin d'éviter qu'il n'accroche des meubles ou le mur lors du test).
- Informez le sujet que vous allez tester l'amplitude de ses articulations au niveau des épaules, des coudes, des hanches, des genoux et des chevilles.

2. Expérimentation

- Vérifiez la rectitude du bassin du participant lorsqu'il se tient immobile debout. Vérifier si les deux crêtes illiaques se situent à la même hauteur lorsque regardé dans le plan frontal. De plus, observer la présence d'une lordose ou non dans le plan sagittal.

Pour chaque mouvement suivant demandé, l'expérimentateur mime les positions demandées. De cette façon, il est beaucoup plus facile pour le sujet de comprendre et de visualiser ce que vous dites (une image vaut mille mots).

- Demandez au sujet de faire placer ses bras parallèles allongés au-dessus de sa tête (Position A). Ensuite, demandez-lui de placer ses mains derrière sa nuque, coudes relevés vers le haut (Position B), puis allongés de chaque côté du corps parallèles au sol (Position C). Puis, demandez-lui de placer ses mains dans son dos, le plus haut possible (comme pour attacher un soutien-gorge; Position D).

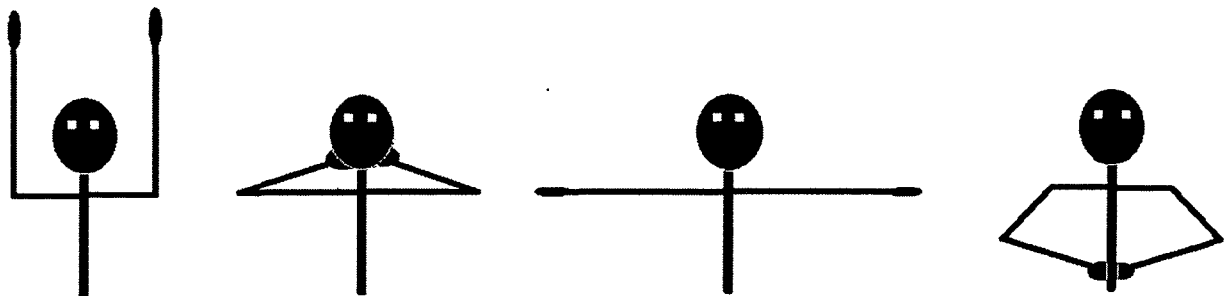


Figure 1 : De gauche vers la droite Position A, position B, position C et position D.

- Demandez ensuite au sujet de s'asseoir sur une chaise et de placer ses pieds dessous la chaise. Ensuite, lui demander de déplier complètement une jambe, de pointer son pied et de ramener ses orteils vers lui. Lui demander de faire de même avec l'autre jambe.
- Observez si ses arcs de mouvements des articulations sont normaux ou non, s'ils pourraient nuire à l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre (ex : si la personne est

incapable de mettre ses bras derrière sa nuque, on peut parler d'une amplitude anormale).

3. Interprétation

- Si certaines amplitudes articulaires sont anormales, usez de votre jugement : est-ce que cela pourrait affecter les résultats de l'expérience de rétablissement de l'équilibre? Est-ce que le sujet pourrait se blesser? Si oui, il vaut mieux disqualifier le sujet pour l'expérience.
- Si la personne a une amplitude articulaire anormale, ce sera flagrant.

Référence

Pedretti LW, Zoltan B, 1990. *Occupational therapy: practice skills for physical dysfunction*. Mosby, St Louis MO.

4.2 Muscular strength: Force musculaire

Description

Un bilan de force musculaire permet d'évaluer la force et la fonction musculaire en tant que composantes fondamentales du mouvement et de la performance. Le testing classique des muscles comprend les méthodes manuelles d'évaluation et se base davantage sur les mouvements articulaires (ex : la flexion de la hanche) plutôt que sur un muscle individuel. Cela est dû au fait que chaque mouvement résulte, en général, de l'activation de plusieurs muscles, et que, bien que le muscle moteur principal soit identifiable, l'implication des muscles accessoires ne doit pas être négligée.

Pour chaque mouvement articulaire évalué, l'évaluateur doit appliquer une résistance manuelle à un endroit précis, dans un sens précis. L'application de la résistance manuelle ne doit pas être soudaine ou saccadée : l'évaluateur doit appliquer la résistance graduellement, en l'accroissant jusqu'à l'intensité maximale tolérable. Puis, pour chaque mouvement articulaire évalué, l'évaluateur doit coter la force du mouvement en question selon une échelle variant entre 0 et 5. Cette cotation doit tenir compte de l'âge du participant. L'évaluateur doit donc doser la résistance qu'il applique lors de l'examen selon le sujet. Le tableau suivant décrit ce à quoi correspondent les différentes cotes :

| Cotation du test de force musculaire: | |
|--|--|
| 0 | Pas de contraction palpable |
| 1 | Contraction musculaire palpable, mais sans mouvement observable |
| 2 | Amplitude complète, gravité diminuée |
| 3 | Amplitude complète, contre gravité |
| 3+ | Amplitude complète, contre gravité, avec résistance minime ajoutée |
| 4 | Amplitude complète, contre gravité, avec résistance moyenne ajoutée |
| 5 | Amplitude complète, contre gravité, avec résistance maximale ajoutée (normale) |

Attention! Il ne faut pas passer de bilan musculaire à une personne ostéoporotique! En effet, la pression exercée par l'évaluateur lors du bilan musculaire pourrait être trop grande et entraîner des fractures.

Norme d'exclusion

Si le sujet cote à moins de 4 pour n'importe quel groupe musculaire, il doit être exclu de l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre.

Force musculaire

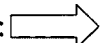

Protocole d'évaluation

Rédigé par : Geneviève Schoeb Date : Été 2010
 Dernière modification par : Evelyne Carbonneau Date : 7 mars 2012

1. Préparation

- Avoir à proximité :
 - Table d'examen, ferme de préférence (peu rembourrée), pour éviter aux membres de s'enfoncer
 - Oreiller, serviettes ou coussins, pour que le sujet puisse être confortablement installé
 - Drap, au besoin, pour couvrir le sujet
 - Formulaire de bilan musculaire et stylo
 - Cotation du bilan musculaire
- Pour le bon déroulement de l'évaluation, il est important d'être dans un environnement calme, dépourvu d'éléments stressants ou pouvant distraire le sujet.
- L'évaluateur doit informer le sujet de ce qu'il va faire (appliquer une résistance sur membres inférieurs du sujet et lui demander de faire un mouvement allant dans le sens contraire de la résistance), et l'avertir qu'il va devoir le toucher
- L'évaluateur doit dire au sujet qu'il va tester 5 différents mouvements au niveau des hanches, genoux et chevilles.
- L'évaluateur doit utiliser des principes d'ergonomie afin d'éviter de se blesser. Certains points seront soulignés, mais le bon jugement de l'évaluateur est de mise.

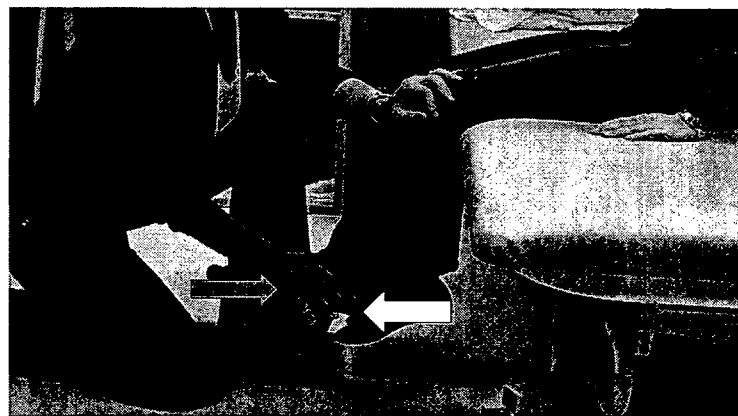
2. Expérimentation

- Les flèches blanches (ex : ) placées dans le texte indiquent la direction du mouvement que doit faire le sujet. Les flèches bleues (ex : ) indiquent plutôt le sens de la résistance que doit appliquer l'évaluateur sur la partie du corps concernée.
- Pour chaque mouvement, l'évaluateur doit s'assurer que le sujet est confortablement installé (en utilisant serviettes et oreillers au besoin) afin de limiter les douleurs potentielles et de favoriser la stabilité du sujet (lequel devra résister à la pression exercée par l'évaluateur)
- Installation : Asseoir le sujet sur la table avec la hauteur ajustée de façon à ce que les pieds du sujet soient à environ 15 cm du sol. Le creux des genoux du sujet doivent être dégagés de la table. Le sujet peut placer ses mains de chaque côté de son corps appuyés contre la table d'examen.

- Flexion de la hanche
 - Demander au sujet : Levez la jambe (droite ou gauche, le cas échéant) pour la décoller de la table.
 - Appuyer les mains sur la cuisse près du genou et appliquer une force de résistance, tout en demandant au sujet de vous empêcher de descendre la jambe.
 - Reprendre pour la 2^e jambe.



- Extension du genou
 - Le sujet est assis au bord de la table.
 - L'évaluateur place une main sur le genou du sujet afin de stabiliser la jambe et une autre main sur la partie distale du tibia. L'évaluateur doit se placer face au sujet installé avec au moins un genou au sol pour assurer sa stabilité.
 - Demander au sujet de pousser contre votre main afin de déplier la jambe.
 - Reprendre pour la 2^e jambe.

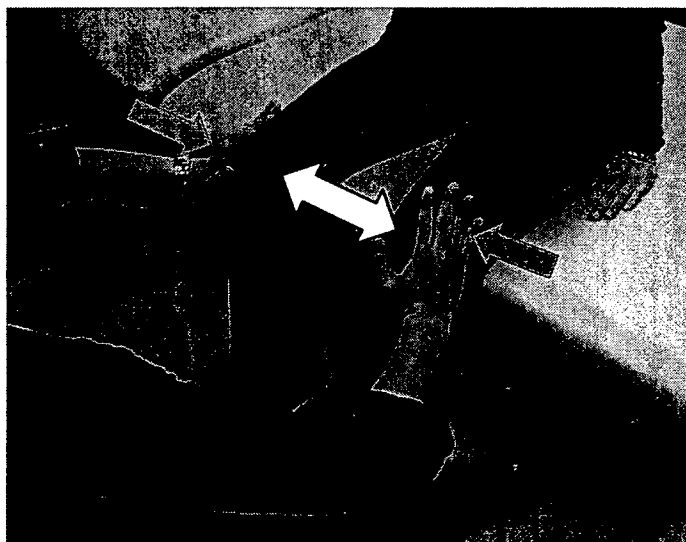


- Flexion du genou

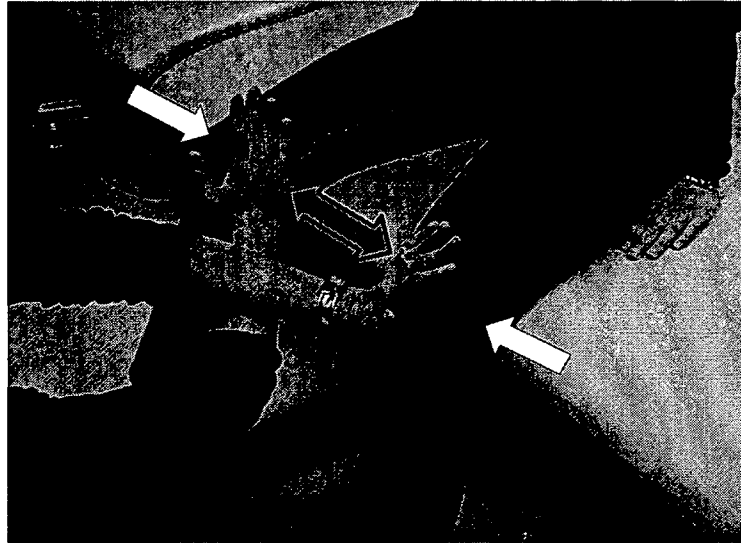
- L'expérimentateur garde une main sur le genou du sujet pour stabiliser sa jambe. Il place l'autre main derrière la jambe un peu plus haut que le niveau de la cheville du sujet.
- Demander au sujet de pousser contre votre main afin de plier la jambe et l'amener sous la table.
- Reprendre pour la 2^e jambe.



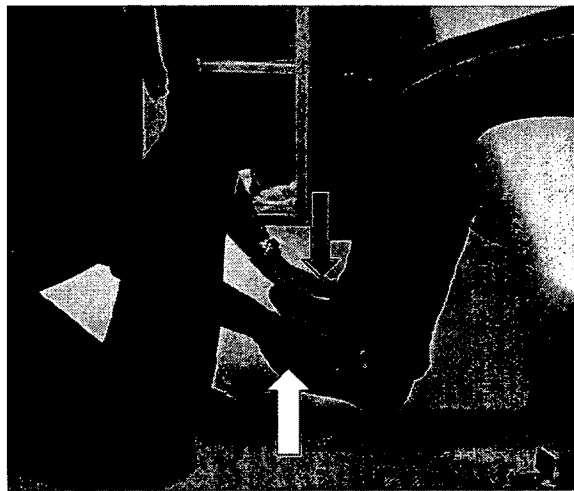
- Abduction de la hanche
 - Placer les mains du côté latéral de chacune des cuisses du sujet. (Attention ici l'expérimentateur doit avoir les mains et les coudes au niveau des épaules pour avoir assez de force pour contrer le sujet.)
 - Demander au sujet de pousser contre vos mains pour ouvrir les jambes. Les deux jambes sont évaluées en même temps.



- Adduction de la hanche
 - Placer les mains du côté médial de chacune des cuisses du sujet. (Attention ici l'expérimentateur doit mettre ses mains de façon à croiser ses bras afin d'avoir assez de force pour contrer celle du sujet.)
 - Demander au sujet de pousser contre vos mains pour coller les jambes ensemble. Les deux jambes sont évaluées en même temps.



- Dorsiflexion de la cheville
 - Le sujet est assis au bord de la table
 - Demander au sujet de soulever les orteils des deux pieds. Placer les mains sur les pieds du sujet.
 - Demander au sujet de pousser contre vos mains et de vous empêcher de descendre ses pieds. Les deux pieds sont évalués en même temps.



- Flexion plantaire de la cheville
 - Le sujet est assis au bord de la table
 - Demander au sujet de soulever les orteils des deux pieds. Placer les mains sous les pieds du sujet.
 - Demander au sujet de pousser contre vos mains et de vous empêcher de soulever ses orteils. Les deux pieds sont évalués en même temps.



- Extension de la hanche
 - Redescendre la table afin que les pieds du sujet touchent au sol.
 - Demander au sujet de se lever de la table.

3. Interprétation

- Refuser tout participant qui obtient une cote inférieure à 4.

Référence

Hislop HJ, Montgomery J, Daniels L, Worthingham C, 2006. Le bilan musculaire de Daniels & Worthingham : technique de testing manuel. Masson, Paris France.

4.3 Balance : Test d'équilibre debout unipodal

Description

Les tests de conservation de l'équilibre sont souvent utilisés dans le cadre d'un bilan neurologique. Le test d'équilibre unipodal demande au sujet de se tenir en équilibre sur une jambe le plus longtemps possible, les yeux ouverts ou les yeux fermés, jusqu'à concurrence de 60 secondes.

Le tableau ci-dessous présente les résultats de Bohannon, Larkin, Cook, Gear et Singer (1984), pour l'équilibre debout unipodal, les yeux ouverts ou fermés.

TABLE 2
Summary Statistics From One-Legged Timed Balance Tests of Subjects^a

| Decade ^b | Eyes | $\bar{X} \pm s$ | Minimum | First Quartile | Median | Third Quartile | Maximum | <30 sec (%) |
|---------------------|--------|-----------------|---------|----------------|--------|----------------|---------|-------------|
| 20-29 | Opened | 30.0 ... | ... | ... | ... | ... | ... | 0 |
| | Closed | 28.8 2.3 | 22.5 | 28.6 | ... | ... | ... | 25 |
| 30-39 | Opened | 30.0 ... | ... | ... | ... | ... | ... | 0 |
| | Closed | 27.8 5.0 | 8.4 | 29.9 | ... | ... | ... | 23 |
| 40-49 | Opened | 29.7 1.3 | 23.0 | ... | ... | ... | ... | 6 |
| | Closed | 24.2 8.4 | 3.5 | 18.9 | ... | ... | ... | 24 |
| 50-59 | Opened | 29.4 2.9 | 14.3 | ... | ... | ... | ... | 6 |
| | Closed | 21.0 9.5 | 5.1 | 11.9 | 24.8 | ... | ... | 57 |
| 60-69 | Opened | 22.5 8.6 | 4.8 | 17.0 | 24.6 | ... | ... | 57 |
| | Closed | 10.2 8.6 | 2.1 | 4.5 | 7.1 | 12.5 | ... | 90 |
| 70-79 | Opened | 14.2 9.3 | 1.2 | 4.9 | 12.2 | 21.6 | ... | 90 |
| | Closed | 4.3 3.0 | 0.7 | 2.3 | 3.4 | 5.4 | 12.7 | 100 |

^a Time in seconds.

^b Number of subjects in each decade in Table 1.

Norme d'exclusion

Les sujets qui échouent le test à plus de 2 écarts-types de la moyenne, en fonction de leur âge, doivent être exclus de l'expérience de rétablissement de l'équilibre.

Si le sujet est très près d'atteindre les 2 écart-types de distance c'est le jugement clinique de l'évaluateur, ainsi que les résultats aux autres tests cliniques, qui détermineront si le sujet est apte ou non à faire l'expérience de rétablissement de l'équilibre sans risque pour sa santé. L'évaluateur peut aussi aller consulter un autre professionnel.

Test d'équilibre debout unipodal

Protocole d'évaluation

Rédigé par : Jessica Simard Date : Été 2010
Dernière modification par : Evelyne Carbonneau Date : 11 mars 2012

1. Préparation

- Avoir en sa possession :
 - Un chronomètre
 - Une feuille de codification
 - Une chaise
- Expliquez au sujet qu'il devra se tenir en équilibre sur une jambe.
- Demandez au sujet quelle est sa jambe dominante (sa jambe avec laquelle il botte un ballon).

2. Expérimentation

- L'expérimentateur doit montrer au sujet la position sur un pied qu'il désire selon ces instructions avant de faire passer le tests au sujet.
- Placer la chaise, dossier vers le sujet et devant ce dernier. Expliquer que la chaise est là uniquement au cas où il en aurait de besoin et d'essayer de ne pas l'utiliser.
- Demandez au sujet de fixer un point au loin, puis se tenir debout sur sa jambe non dominante (en premier), et de lever son autre pied au niveau du mi-mollet (sans toucher au mollet) et de tenir cette position le plus longtemps possible.
- Les membres supérieurs doivent demeurer détendus le long du corps.
- Attention, ici l'expérimentateur doit se placer près du sujet, un peu en arrière de celui-ci afin de l'aider si un manque d'équilibre important survient. L'expérimentateur doit par contre ne pas être dans le champ de vision du sujet pour ne pas modifier les résultats.
- Commencez à chronométrer dès que le sujet lève la jambe du sol. Arrêtez le chronomètre si le sujet met son pied au sol, s'il modifie la position de ses bras (réactions de grandes amplitudes) ou s'il a maintenu la position pendant 60 secondes.
- Faire 3 essais.
- Suivre la même procédure avec le membre dominant.

Référence

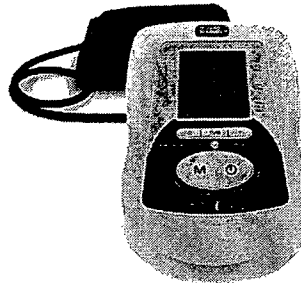
Bohannon RW, Larkin PA, Cook AC, Gear J, Singer J, (1984). Decrease in timed balance test scores with aging. *Physical Therapy* 64(7), 1067-1070.

5. AUTRES CRITÈRES D'ÉLIGIBILITÉ

5.1 Orthostatic blood pressure: Évaluation de l'hypotension orthostatique

Description

L'hypotension orthostatique est une chute marquée dans la pression sanguine lorsqu'une personne se lève ou change de position (habituellement lorsqu'elle passe de la position couchée à debout). L'instrument pour mesurer la pression artérielle est le sphygmomanomètre (automatique, dans notre cas).



La pression artérielle comprend deux mesures :

1. La pression systolique : pression maximale au moment de la contraction du cœur
2. La pression diastolique : pression maximale au moment du « relâchement » de la contraction du cœur

Ainsi, on exprime toujours la pression artérielle avec deux chiffres. Une pression de 120/80 mmHg (120 = systolique, 80 = diastolique) est considérée comme la norme. Pour parler d'hypotension orthostatique la pression artérielle doit baisser de 20 mmHg ou plus en pression systolique ou encore, baisser de 10 mmHg ou plus en pression diastolique, lors du passage de la position couchée à la position debout (ou trois minutes après que le sujet se soit levé).

L'hypotension orthostatique se mesure en trois temps, en mmHg (millimètres de mercure):

- lorsque le sujet est couché depuis au moins cinq minutes,
- immédiatement après qu'il se soit levé (changement de position) et
- trois minutes après qu'il se soit levé (debout)

Norme d'exclusion

Un sujet présentant de l'hypotension orthostatique est automatiquement exclu de l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre. Si le sujet est très près de faire de l'hypotension orthostatique (ex : 19 mmHg), c'est le jugement clinique de l'évaluateur, ainsi que les résultats aux autres tests cliniques, qui détermineront si le sujet est apte ou non à faire l'expérience de rétablissement de l'équilibre sans risque pour sa santé. L'évaluateur peut aussi aller consulter un autre professionnel.

Évaluation de l'hypotension orthostatique – Orthostatic blood pressure

Protocole d'évaluation

Rédigé par : Geneviève Schoeb Date : Été 2010
Dernière modification par : Evelyne Carbonneau Date : 11 mars 2012

1. Préparation

- Ayez en votre possession :
 - Chronomètre
 - Sphygmomanomètre
 - Feuille d'évaluation
- Demandez au participant de se positionner couché sur le dos
- Expliquez-lui que vous allez lui demander de rester couché 5 min, puis de se lever. Dites-lui que vous allez prendre sa pression à trois moments au cours de cet intervalle.

2. Expérimentation

- Passez le sphygmomanomètre autour du bras gauche du sujet (important de toujours prendre les mesures sur le même bras) et mesurer sa pression en trois temps :
 - Après qu'il soit resté couché cinq minutes (sur le dos),
 - Immédiatement après qu'il se soit levé (changement de position) et
 - Trois minutes après qu'il se soit levé (debout)
- Pour la deuxième mesure, l'expérimentateur doit se tenir près du sujet et être prêt à lui porter assistance advenant une chute de pression. De plus, éviter de parler au sujet lors de ces mesures.
- Le meilleur moment pour faire ces mesures est après le test du diapason puisque le sujet est déjà allongé sur la table.

3. Interprétation

- Si le sujet présente de l'hypotension orthostatique, vous devez l'exclure de l'expérience de rétablissement de l'équilibre
- Si le sujet est très près de faire de l'hypotension orthostatique (ex : 19 mmHg), c'est le jugement clinique de l'évaluateur, ainsi que les résultats aux autres tests cliniques, qui détermineront si le sujet est apte ou non à faire l'expérience de rétablissement de l'équilibre sans risque pour sa santé.

Référence

Heitterachi E, Lord SR, Meyerkort P, McCloskey I, Fitzpatrick R, 2002. Blood pressure changes on upright tilting predict falls in older people. *Age and Ageing* 31(3), 181-186.

5.2 Podiatric State – Problèmes podiatriques

Description

Les pieds, lesquels supportent l'ensemble du poids de notre corps, sont des membres fragiles et sujets à divers problèmes. La douleur aux pieds n'est pas normale. Les affections du pied peuvent être causées par la maladie, une blessure ou par des chaussures mal ajustées. En reconnaissant la cause du mal, quelques techniques simples peuvent soulager l'inconfort ou la douleur et éviter l'aggravation de l'affection.

Il existe plusieurs affections du pied (cors, verrues plantaires, ongles incarnés, oignon, etc.), mais, pour les besoins de l'expérience du rétablissement de l'équilibre il s'agit simplement d'observer les pieds et de vérifier si des difformités sont présentes, lesquelles pourraient nuire au rétablissement de l'équilibre du sujet.

Norme d'exclusion

Le jugement clinique de l'évaluateur déterminera si le sujet est éligible ou non à faire l'expérience, c'est-à-dire que ce dernier sera exclu si des affections du pied pouvant nuire au rétablissement de l'équilibre sont présentes.

Protocole d'évaluation

Observez les pieds et indiquez s'il y a présence d'une ou plusieurs déformations au niveau du pied qui pourraient nuire au rétablissement de l'équilibre du sujet.

Le meilleur moment pour le faire est après le tests du diapason, lorsque le sujet a déjà ses souliers et ses bas d'enlevés.

Référence

Ordre des podiatres du Québec (2008). « Principales affections du pied ». Document récupéré de <http://www.ordredespodiatres.qc.ca/le-pied/problemes-de-sante-des-pieds.php>

5.3 Pain status: Auto-questionnaire de Dallas

Description

L'échelle de Douleur de Rachis : Auto-questionnaire de Dallas (D. R. A. D.) est la traduction francophone du Dallas Pain Questionnaire de Lawlis, Cuencas, McCoy et Selby (1989). Cette échelle vise à mesurer la qualité de vie spécifique à des lombalgies chronique. Elle cherche donc à déterminer dans quelle mesure la vie du participant est perturbée par la douleur lombaire chronique ressentie par ce dernier dans quatre aspects de sa vie : activités quotidiennes, travail/loisirs, anxiété/dépression et comportement social.

Le D. R. A. D. comporte 16 questions, à répondre sur une échelle allant de 0 à 100 %, lesquelles ont été segmentées en six afin de faciliter la codification. La codification du questionnaire se fait donc comme suit :

1. Attribuez un score de 0 lorsque le segment le plus à gauche (0 %) est coché, de 1 lorsque le 2^e segment est coché, etc., jusqu'au score de 6 si le dernier segment est coché (100 %)
2. Multipliez la somme des questions 1 à 7 par trois (3) pour évaluer le retentissement de la douleur sur les activités quotidiennes (total sur 126).
3. Multipliez la somme des questions 8 à 10 par cinq (5) pour évaluer le retentissement de la douleur dans le domaine du travail/des loisirs (total sur 90).
4. Multipliez la somme des questions 11 à 13 par cinq (5) pour évaluer le retentissement de la douleur dans le domaine de l'anxiété/la dépression (total sur 90).
5. Multipliez la somme des questions 14 à 16 par cinq (5) pour évaluer le retentissement de la douleur dans le domaine du comportement social (total sur 90).
6. Inscrivez sur le questionnaire, dans les zones réservées pour cela, les chiffres auxquels vous arrivez.

Norme d'exclusion

Les sujets dont le score total au Dallas est inférieur à 50 % doivent être exclus de l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre.

Protocole d'évaluation

Comme ce questionnaire se répond sur papier, par le participant lui-même, l'évaluateur doit seulement remettre le questionnaire au sujet et le laisser le compléter.

Référence

Lawlis GF, Cuencas R, Selby D, McCoy CE, 1989. The development of the Dallas Pain Questionnaire. An assessment of the impact of spinal pain on behavior. *Spine* 14(5), 511-516.

5.4 Bone mineral density – Ostéodensitométrie (DXA)

Description

L'ostéoporose est une perte de densité osseuse chez les personnes vieillissantes qui peut causer des fractures douloureuses, des incapacités et des difformités. Cette condition entraîne une plus grande fragilité osseuse et des risques de fractures, particulièrement de la hanche, de la colonne vertébrale et du poignet. L'ostéoporose est un des problèmes de santé qui touche fortement les aînés, particulièrement les femmes. Parmi les conséquences de l'ostéoporose mentionnées ci-dessus, c'est sans doute la fracture de la hanche qui est la plus sévère des conséquences possibles.

Voici dans quelles catégories l'on peut classer les sujets selon leur résultat au test d'ostéodensitométrie (en scores T) :

- Normal : Score T \geq -1.0 SD
- Ostéopénie : Score T entre -1.0 et -2.5 SD
- Ostéoporose : Score T \leq -2.5 SD

Note : L'ostéopénie est la fragilisation, la réduction de la densité osseuse, sans toutefois être de l'ostéoporose.

Norme d'exclusion

Les sujets présentant de l'ostéoporose ne pourront pas faire l'expérience de rétablissement de l'équilibre. Les autres (normaux et ostéopénie) sont acceptés. Le point de coupure est donc placé à -2.5 SD.

Si le sujet est très près de faire de l'ostéoporose (ex : -2.4 SD), c'est le jugement clinique de l'évaluateur, ainsi que les résultats aux autres tests cliniques, qui détermineront si le sujet est apte ou non à faire l'expérience de rétablissement de l'équilibre sans risque pour sa santé. L'évaluateur peut aussi aller consulter un autre professionnel.

Évaluation de la densité osseuse (DEXA)

Protocole d'évaluation

1. Préparation

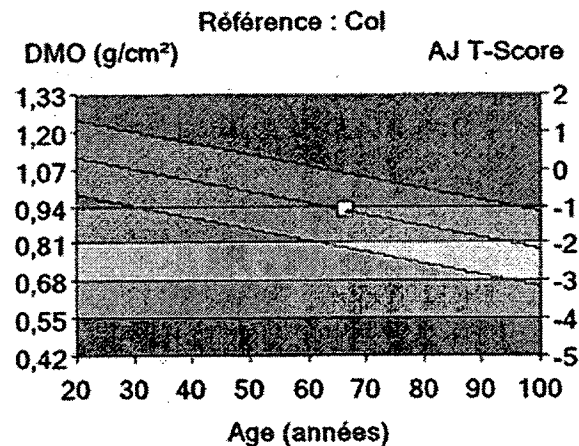
- Les réservations pour l'utilisation du DEXA doivent se faire quelques journées à l'avance, auprès de Martine Fisch (poste 45141) ou d'Éléonore Riesco (poste 45383).
- Avant de faire une réservation, vous devez également avoir l'autorisation de la chercheuse Isabelle Dionne, puisque des coûts sont associés à la passation du DEXA.

2. Expérience

- Le DEXA est administré par les professionnels du Laboratoire de composition corporelle et métabolisme du CSSS-IUGS.

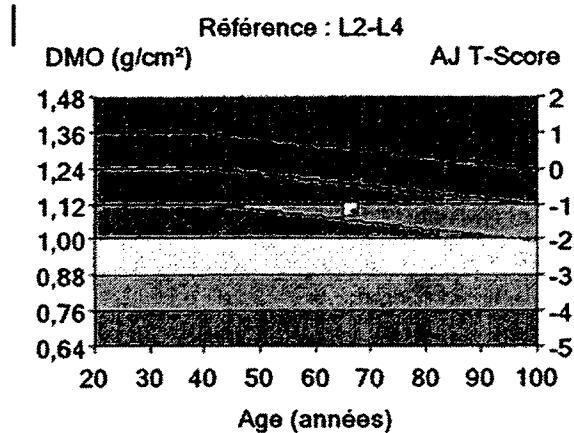
3. Interprétation

- L'interprétation des résultats se fait à partir des tableaux de la deuxième et de la dernière page du rapport fournit par le Laboratoire de composition corporelle et métabolisme.
- Voici quelles sont les mesures à considérer :
 - Pour la mesure du grand trochanter : la première ligne (Col) du tableau ci-dessous (situé à la p.2 du rapport)



| Région | DMO ¹ (g/cm ²) | Adulte-Jeune ² T-Score | Age-Egal ³ Z-Score |
|--------|--|--------------------------------------|----------------------------------|
| → Col | 0,926 | -1,1 OK | 0,0 |
| Ward | 0,667 | -2,3 | -0,6 |
| Troch. | 1,044 | 1,0 | 1,5 |
| Diaph. | 1,174 | - | - |
| Total | 1,081 | -0,1 | 0,7 |

- Pour la mesure du rachis : la région L2-L4 du tableau ci-dessous (situé à la p.4).



| Région | ¹ DMO (g/cm ²) | ² Adulte-Jeune T-Score | ³ Age-Egal Z-Score |
|---------|---|---|-------------------------------------|
| L1 | 0,989 | -1,4 | -1,0 |
| L2 | 1,023 | -1,8 | -1,3 |
| L3 | 1,143 | -0,8 | -0,3 |
| L4 | 1,132 | -0,9 | -0,4 |
| L1-L2 | 1,007 | -1,6 | -1,1 |
| L1-L3 | 1,053 | -1,3 | -0,8 |
| L1-L4 | 1,073 | -1,2 | -0,8 |
| L2-L3 | 1,083 | -1,3 | -0,8 |
| → L2-L4 | 1,100 | -1,2 OK | -0,7 |
| L3-L4 | 1,137 | -0,9 | -0,4 |

- Pour chacune de ces deux mesures, l'évaluateur doit vérifier si les scores sont supérieurs à -2.5 SD (donc, des sujets ne présentant PAS d'ostéoporose).
- Les DEUX scores doivent être obligatoirement supérieurs à -2.5 SD pour que le sujet soit conservé. Pour l'exemple, les valeurs sont correctes et le sujet serait admissible.
- Si le sujet est très près de faire de l'ostéoporose (ex : -2.4 SD), c'est le jugement clinique de l'évaluateur, ainsi que les résultats aux autres tests cliniques, qui détermineront si le sujet est apte ou non à faire l'expérience de rétablissement de l'équilibre sans risque pour sa santé.

Référence

Taylor BC, Schreiner PJ, Stone KL, Fink HA, Cummings SR, Nevitt MC, Bowman PJ, Ensrud KE, (2004). Long-term prediction of incident hip fracture risk in elderly white women: study of osteoporotic fractures. *Journal of the American Geriatrics Society* 52(9), 1479-1486.

ANNEXE C : ANAMNÈSE



Centre de recherche
sur le vieillissement

Research Centre
on Aging

Registre des sujets

Utilisateur : Cécile Smeesters

Code de l'étude :

Code de la fiche :

Groupe :

Statut :

Nom : _____ Prénom : _____

Adresse : _____

No. Civique Rue

Appartement

Ville : _____ Province : _____ Code Postal : _____

No. tél. : _____ Autre no. tél. : _____

Courriel : _____

Où avez-vous entendu parler de notre étude? _____

Date de naissance : _____ Âge : _____

Sexe : Masculin Féminin

Langue parlée : Français Anglais Autre : _____

Langue préférée : Français Anglais Autre : _____

État civil : _____ Occupation : _____

Milieu de vie : _____

Taille : _____ Poids : _____

Ménopausée : Oui Non

Médicaments : _____

(nom, dose, _____

fréquence, avec ou _____

sans ordonnance) _____

Traitements : _____

(nom, dose, _____

fréquence, avec ou _____

sans ordonnance) _____

Confirmation du DEXA : _____

Q-AAP admissible : Oui Non

Autres infos reliées au Q-AAP : _____

Si non, motif : _____

Formulaire consentement : Oui Non

Admissibilité générale : Oui Non

Si non, motif : _____

Lettre au médecin : _____

Autres remarques : _____

Rempli par : _____

ANNEXE D : Q-AAP ET X-AAP

Q-AAP et VOUS

(Un questionnaire pour les gens de 15 à 69 ans)

L'exercice physique pratiqué d'une façon régulière constitue une occupation de loisir saine et agréable. D'ailleurs, de plus en plus de gens pratiquent une activité physique de façon régulière. Règle générale, augmenter la pratique sportive n'entraîne pas de risques de santé majeurs. Dans certains cas, il est cependant conseillé de passer un examen médical avant d'entreprendre un programme régulier d'activités physiques. Le Q-AAP (questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique) vise à mieux cerner les personnes pour qui un examen médical est recommandé.

Si vous prévoyez modifier vos habitudes de vie pour devenir un peu plus actif(ve), commencez par répondre aux 7 questions qui suivent. Si vous êtes âgé(e) de 15 à 69 ans, le Q-AAP vous indiquera si vous devez ou non consulter un médecin avant d'entreprendre votre nouveau programme d'activités. Si vous avez plus de 69 ans et ne participez pas d'une façon régulière à des activités physiques exigeantes, vous devriez consulter votre médecin avant d'entreprendre ces activités.

Lisez attentivement et répondez honnêtement à chacune des questions suivantes. Le simple bon sens sera votre meilleur guide pour répondre correctement à ces questions. Cochez OUI ou NON.

| OUI | NON | |
|--------------------------|--------------------------|--|
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 1. Votre médecin vous a-t-il déjà dit que vous souffriez d'un problème cardiaque <u>et</u> que vous ne deviez participer qu'aux activités physiques prescrites et approuvées par un médecin? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 2. Ressentez-vous une douleur à la poitrine lorsque vous faites de l'activité physique? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 3. Au cours du dernier mois, avez-vous ressenti des douleurs à la poitrine lors de périodes autres que celles où vous participiez à une activité physique? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 4. Éprouvez-vous des problèmes d'équilibre reliés à un étourdissement ou vous arrive-t-il de perdre connaissance? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 5. Avez-vous des problèmes osseux ou articulaires (par exemple, au dos, au genou ou à la hanche) qui pourraient s'aggraver par une modification de votre niveau de participation à une activité physique? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 6. Des médicaments vous sont-ils actuellement prescrits pour contrôler votre tension artérielle ou un problème cardiaque (par exemple, des diurétiques)? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 7. Connaissez-vous <u>une autre raison</u> pour laquelle vous ne devriez pas faire de l'activité physique? |

Si vous
avez
répondu

OUI à une ou plusieurs questions

Consultez votre médecin AVANT d'augmenter votre niveau de participation à une activité physique et AVANT de faire évaluer votre condition physique. Dites à votre médecin que vous avez complété le questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique et expliquez-lui précisément à quelles questions vous avez répondu «OUI».

- Il se peut que vous n'avez aucune contre-indication à l'activité physique dans la mesure où vous y allez lentement et progressivement. Par ailleurs, il est possible que vous ne puissiez faire que certains types d'efforts adaptés à votre état de santé. Indiquez à votre médecin le type d'activité physique que vous comptez faire et suivez ses recommandations.
- Informez-vous quant aux programmes d'activités spécialisés les mieux adaptés à vos besoins, offerts dans votre localité.

NON à toutes ces questions

Si, en toute honnêteté, vous avez répondu «NON» à toutes les questions du Q-AAP, vous êtes dans une certaine mesure, assuré(e) que:

- vous pouvez augmenter votre pratique régulière d'activités physiques en commençant lentement et en augmentant progressivement l'intensité des activités pratiquées. C'est le moyen le plus simple et le plus sécuritaire d'y arriver.
- vous pouvez faire évaluer votre condition physique. C'est le meilleur moyen de connaître votre niveau de condition physique de base afin de mieux planifier votre participation à un programme d'activités physiques.

REMETTRE À PLUS TARD L'AUGMENTATION DE VOTRE PARTICIPATION ACTIVE :

- si vous souffrez présentement de fièvre, d'une grippe ou d'une autre affection passagère, attendez d'être remis(e); ou
- si vous êtes enceinte ou croyez l'être, consultez votre médecin avant de modifier votre niveau de pratique sportive régulière.

Veillez noter que si votre état de santé se trouve modifié de sorte que vous deviez répondre «OUI» à l'une ou l'autre des questions précédentes, consultez un professionnel de la santé ou de la condition physique, afin de déterminer s'il vous faut modifier votre programme d'activités.

Formule de consentement du Q-AAP: La Société canadienne de physiologie de l'exercice, Santé Canada et ses représentants n'assument aucune responsabilité vis-à-vis des accidents qui pourraient survenir lors de l'activité physique. Si, après avoir complété le questionnaire ci-dessus, un doute persiste quant à votre aptitude à faire une activité physique, consultez votre médecin avant de vous y engager.

Toute modification est interdite. Nous vous encourageons à copier le Q-AAP dans sa totalité.

Dans le mesure où le Q-AAP est administré avant que la personne ne s'engage dans un programme d'activités ou qu'elle fasse évaluer sa condition physique, la section suivante constitue un document ayant une valeur légale et administrative.

«Je sous-signé(e) affirme avoir lu, compris et complété le questionnaire et avoir reçu une réponse satisfaisante à chacune de mes questions.»

NOM _____

SIGNATURE _____

DATE _____

SIGNATURE D'UN PARENT
or TUTEUR (pour les mineurs) _____

TÉMOIN _____

N.B.— Cette autorisation de faire de l'activité physique est valide pour une période maximale de 12 mois à compter du moment où le questionnaire est rempli. Elle n'est plus valide si votre état de santé change de telle sorte que vous répondiez «OUI» à l'une des sept questions.



Q-AAP et VOUS

Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique - Q-AAP (version révisée en 2002)



L'activité physique améliore la santé.

Chaque activité compte, mais plus on en fait, mieux on se porte! L'activité physique, c'est pour tout le monde.

Soyez actif à votre façon. Mettez l'activité physique au programme de votre vie de tous les jours

- à la maison
- à l'école
- au travail
- au jeu
- dans vos déplacements.

Menez une vie physiquement active!

Faites plus d'activités d'endurance

Choisissez quelques activités qui vous plaisent dans chacun de ces trois groupes.

Endurance
4 à 7 jours par semaine
Activités soutenues, pour faire travailler le cœur et les poumons.

Assouplissement

Avec une progression lente au début, il n'y a aucun risque, pour la plupart des gens. Dans le doute, consultez un professionnel de la santé.

Pour vous procurer un exemplaire du Cahier d'accompagnement ou obtenir d'autres renseignements :
1-888-334-9769 ou
www.guideap.com

Il est également important de bien s'alimenter. Consultez le Guide alimentaire canadien pour manger sainement et faites des choix santé.

Soyez actif à votre façon, tous les jours, à tout âge!
Les scientifiques affirment qu'il faut faire 60 minutes d'activité physique par jour pour demeurer en forme ou améliorer sa santé. À mesure que vous passerez à des activités plus intenses, vous pourrez réduire cet objectif à 30 minutes, 4 jours par semaine. Combinez diverses activités d'au moins 10 minutes chacune. Commencez lentement, puis augmentez graduellement le rythme.

La durée recommandée varie selon l'effort.

| Intensité très légère | Intensité légère | Intensité moyenne | Intensité élevée | Intensité très élevée |
|---|---|---|---|-----------------------|
| 60 minutes | 30 - 60 minutes | 20 - 30 minutes | | |
| <ul style="list-style-type: none"> • Marcher lentement • Épousseter | <ul style="list-style-type: none"> • Marcher d'un pas modéré • Jouer au volleyball • Effectuer de légers travaux de jardinage • Faire des exercices d'équilibre | <ul style="list-style-type: none"> • Marcher d'un bon pas • Faire de la bicyclette • Ramasser des feuilles • Nager • Faire de la danse • Faire du jogging • Jouer au basket-ball • Jouer au tennis • Faire de la natation • Faire de l'aérobic • Faire de l'escalier | <ul style="list-style-type: none"> • Faire de la course à pied • Faire des sprints • Participer à une compétition de course à pied | |

Les niveaux d'activité pour rester en santé

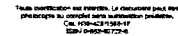
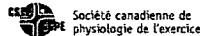
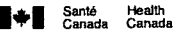
Allez-y. Vous aussi, vous en êtes capable.

L'activité physique n'a pas besoin d'être très difficile. Ajoutez des activités physiques à vos occupations habituelles.

- Marchez chaque fois que vous en avez l'occasion, descendez de l'autobus un peu plus tôt et utilisez l'escalier plutôt que l'ascenseur.
- Évitez de demeurer inactif pendant de longues périodes, comme lorsqu'on regarde la télé.
- Lavez-vous de votre siège, étirez-vous, faites des exercices d'assouplissement pendant quelques minutes toutes les heures.
- Activez-vous en jouant avec vos enfants.
- Pour les courtes distances, choisissez la bicyclette, la marche ou, si il y a lieu, le fauteuil roulant.
- Commencez par une promenade à pied d'une dizaine de minutes, puis augmentez-en la durée graduellement.
- Renseignez-vous sur les pistes cyclables et les sentiers de randonnée pédestre les plus proches et utilisez-les.
- Observez le déroulement d'un cours d'activité physique pour voir si vous aimeriez y participer.
- Commencez par un cours, il n'est pas nécessaire de s'engager à long terme.
- Pratiquez plus souvent les activités physiques que vous faites déjà.

Les bienfaits de l'activité régulière : Les risques liés à l'inactivité :

| | |
|--|---|
| <ul style="list-style-type: none"> • meilleure santé • meilleure condition physique • amélioration de la posture et de l'équilibre • meilleure estime de soi • contrôle du poids • renforcement des muscles et des os • regain d'énergie • détente et contrôle du stress • plus grande autonomie au troisième âge | <ul style="list-style-type: none"> • décès prématuré • maladies du cœur • obésité • hypertension artérielle • diabète de maturité • ostéoporose • accidents cardiovasculaires • dépression • cancer du côlon |
|--|---|



Source: Guide d'activité physique canadien pour une vie saine, Santé Canada, 1998 <http://www.hc-sc.gc.ca/hppb/guideap/pdf/guidetre.pdf>

© Reproduit avec la permission du Ministre de Travaux publics et Services gouvernementaux Canada, 2002.

AUX PROFESSIONNELS DE LA CONDITION PHYSIQUE ET DE LA SANTÉ :

Les formulaires complémentaires suivants sont aussi disponibles. Veuillez consulter notre site web à l'adresse : <http://www.csep.ca/formulaires.asp>.

L'Évaluation médicale de l'aptitude à l'activité physique (PARmed-X). Formulaire conçu pour le médecin traitant de la personne ayant répondu "OUI" à au moins une des questions du Q-AAP.

L'Évaluation médicale de l'aptitude à l'activité physique pour la grossesse (PARmed-X pour femmes enceintes). Formulaire conçu pour le médecin dont les patientes enceintes veulent faire de l'activité physique.

Références :

Arraix, G.A., Wagle, D.T., Mao, Y. (1992). Risk Assessment of Physical Activity and Physical Fitness in the Canada Health Survey Follow-Up Study. **J. Clin. Epidemiol.** 45:4 419-428.

Mottola, M., Wolfe, L.A. (1994). Active Living and Pregnancy, In: A. Quinney, L. Gauvin, T. Wall (eds.), **Toward Active Living: Proceedings of the International Conference on Physical Activity, Fitness and Health.** Champaign, IL: Human Kinetics.

PAR-Q Validation Report, British Columbia Ministry of Health, 1978.

Thomas, S., Reading, J., Shephard, R.J. (1992). Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). **Can. J. Spt. Sci.** 17:4 338-345.

Pour télécharger les copies additionnels, veuillez consulter notre site web : <http://www.csep.ca/formulaires.asp>. Pour plus d'informations veuillez contacter la :

Société canadienne de physiologie de l'exercice
202-185 rue Somerset Ouest
Ottawa (Ontario) CANDADA K2P 0J2
Tél. (sans frais) 1-877-651-3755 • Téléc. (613) 234-3565
Site web : www.csep.ca

Le Q-AAP original a été conçu par le ministère de la Santé de la Colombie-Britannique. Il a été révisé par les membres d'un Comité consultatif d'experts de la Société canadienne de physiologie de l'exercice sous la direction du Dr N. Gledhill (2002).

Available in English under the title: "Physical Activity Readiness Questionnaire - PAR-Q and YOU (revised 2002)"



X-AAP

ÉVALUATION MÉDICALE DE L'APTITUDE À L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

Le X-AAP est un questionnaire spécifique à l'activité physique utilisé par le médecin dont le patient a répondu "OUI" à au moins une des questions du Q-AAP. De plus, la Fiche de Recommandation d'Activité Physique intégrée au X-AAP peut être utilisée par le médecin traitant pour autoriser la pratique d'activités physiques ou pour diriger le patient vers un programme d'activité sous surveillance médicale.

L'activité physique pratiquée d'une façon régulière constitue une occupation de loisir saine et agréable. Le Questionnaire sur l'Aptitude à l'Activité Physique (Q-AAP) permet d'identifier la majorité de personnes à risque. Les personnes ayant répondu «OUI» à une ou plusieurs questions, devront cependant subir un examen médical pour vérifier la présence de risques associés à la pratique d'activités physiques ou pour mieux orienter la prescriptions de l'activité physique.

Suite à l'évaluation de l'état de santé du participant par un médecin, un programme d'activité physique sera élaboré en collaboration avec des professionnels(elles) de l'activité physique (Conseiller en condition physique et habitudes de vie-Niveau 2 ou des kinésithérapeutes de la SCPE). Pour y arriver, veuillez suivre les instructions suivantes.

PAGE 1: Les sections A,B,C, et D devraient être remplies par le participant AVANT de se soumettre à l'examen médical. La partie en-dessous est réservée à l'usage du médecin traitant.

PAGE 2 & 3: Cette page contient une liste de conditions médicales requérant certaines précautions ou conseils spéciaux.

PAGE 4: Conseils sur l'activité physique et la vie active pour ceux qui ne nécessitent pas de conseil ou d'attention particulière.
Fiche de Recommandation d'Activité Physique: cette portion détachable peut être utilisée par le médecin traitant pour autoriser la pratique d'activité physique ou pour diriger le patient vers un programme d'activité sous surveillance médicale.

Cette section doit être complétée par le participant

A INFORMATION PERSONNELLE:

NOM _____
ADRESSE _____
TÉLÉPHONE _____
DATE DE NAISSANCE _____ SEXE _____
No.ASS.MALADIE _____

B Q-AAP: Prière d'indiquer les questions auxquelles vous avez répondu positivement «OUI»

- Q 1 Trouble cardiaque
- Q 2 Douleur à la poitrine à l'effort
- Q 3 Douleur à la poitrine au repos
- Q 4 Perte d'équilibre, étourdissement
- Q 5 Troubles osseux ou articulaires
- Q 6 Tension artérielle ou médication cardiaque
- Q 7 Autres raisons :

C FACTEURS DE RISQUE DE LA MALADIE CORONARIENNE:

Cochez les situations qui s'appliquent à votre état

- Moins de 30 minutes d'activité physique la plupart des jours de la semaine.
- Fumeur (Fume la cigarette au moins 1 fois par jour).
- Hypertension artérielle rapportée par votre médecin après mesures répétées.
- Hyperlipidémie rapportée par votre médecin.
- Accumulation de masse adipeuse autour de la taille.
- Antécédents familiaux de maladies coronariennes.

Veuillez noter que plusieurs de ces facteurs de risques sont évolutifs. S'il vous plaît, référer à la page 4 et en discuter avec votre médecin.

D INTÉRÊTS FACE À L'ACTIVITÉ PHYSIQUE:

Dans quel type d'activités physiques désirez-vous vous engager?

Cette section doit être complétée par le médecin traitant

Examen physique:

| | | | |
|--------|----|--------------------|--|
| Taille | Kg | Tension artérielle | |
| | | i) / | |
| | | ii) / | |

Conditions pouvant limiter la pratique d'activité physique:

- Cardio-vasculaire
- Respiratoire
- Autre
- Musculo-squelettique
- Abdominale

Examen(s) Indiqué(s):

- ECG
- Épreuve d'effort
- Rayons-X
- Analyses sanguines
- Analyse d'urine
- Autre

Fiche de Recommandation d'Activité Physique:

D'après l'examen médical, je recommande:

- Aucune activité physique
- Seul un programme d'activité physique avec l'obtention d'une autorisation définitive
- Activité physique progressive

En évitant: _____

Incluant: _____

sous la supervision d'un Conseiller en condition physique et habitudes de vie-Niveau 2 ou des kinésithérapeutes de la SCPE

- Sans aucune restriction — début léger avec augmentation progressive\

Plus amples informations:

- ci-jointes
- à venir
- disponibles sur demande

Ci dessous apparaît une liste de conditions médicales requérant certaines précautions ou conseils. Celles-ci s'appliquent à ceux qui ont répondu positivement à une des 7 questions du Q-AAP et pour les gens de 69 ans et plus. Les conditions sont groupées par système. Il y a trois catégories de recommandations. Les observations figurant sous Conseils sont d'ordre général puisque les détails et les choix requièrent un jugement clinique individualisé.

| | Contre-indications absolues | Contre-indications relatives | Conditions spéciales de recommandation | CONSEILS |
|--------------------------|--|---|---|---|
| | Restriction permanente ou temporaire jusqu'à ce que l'état soit traité, stabilisé ou ait passé la phase aiguë. | Très variable. La valeur de l'épreuve d'effort ou du programme d'exercices pourrait excéder le risque. L'exercice peut être contre-indiqué. Contrôle maximal de l'état est souhaitable. Il est bon que le médecin supervise directement ou indirectement le programme | Des conseils de nature personnalisée sont généralement appropriés: • restrictions imposées; et/ou • exercices spéciaux prescrits. Un contrôle médical ou une supervision médicale initiale, ou les deux, au cours du programme d'exercices, peuvent être nécessaires. | |
| Cardio-vasculaire | <input type="checkbox"/> anévrisme aortique (disséquant) <input type="checkbox"/> sténose aortique (grave) <input type="checkbox"/> défaillance cardiaque <input type="checkbox"/> angine accélérée <input type="checkbox"/> infarctus du myocarde (aigü) <input type="checkbox"/> myocardite (active ou récente) <input type="checkbox"/> embolie pulmonaire ou généralisée - aigüe <input type="checkbox"/> thrombophlébite <input type="checkbox"/> tachycardie ventriculaire et autres dysrythmies dangereuses (par ex.: activité ventriculaire multifocale) | <input type="checkbox"/> sténose aortique (modérée) <input type="checkbox"/> sténose sousaortique (grave) <input type="checkbox"/> hypertrophie cardiaque marquée <input type="checkbox"/> dysrythmies supraventriculaires (non contrôlées ou très rapides) <input type="checkbox"/> activité ectopique ventriculaire (répétitive ou fréquente) <input type="checkbox"/> anévrisme ventriculaire <input type="checkbox"/> hypertension grave non-traitée ou non-contrôlée (généralisée ou pulmonaire) <input type="checkbox"/> cardiomyopathie hypertrophique <input type="checkbox"/> insuffisance cardiaque | <input type="checkbox"/> sténose aortique (ou pulmonaire) —ou angine de poitrine et autres manifestations d'insuffisance coronaire (par ex.: Infarctus en voie de guérison) <input type="checkbox"/> cardiopathie cyanogène <input type="checkbox"/> communication intracardiaque (intermittentes ou fixes) <input type="checkbox"/> troubles de la conduction • bloc A-V complet • bloc de branche gauche • syndrome de Wolff-Parkinson-White <input type="checkbox"/> dysrythmies contrôlées <input type="checkbox"/> stimulateurs cardiaques à rythme fixe <input type="checkbox"/> claudication intermittente <input type="checkbox"/> hypertension: systolique 160-180; diastolique 105+ | <ul style="list-style-type: none"> • une épreuve d'effort peut être justifiée dans certains cas, pour la détermination particulière de la capacité fonctionnelle, de certaines restrictions et précautions (s'il y a lieu). • progression lente des exercices à des niveaux basés sur l'épreuve initiale et sur la tolérance individuelle. • tenir compte du besoin particulier de chaque individu pour un programme de conditionnement initial, sous supervision médicale (indirecte ou directe). |
| Infections | <input type="checkbox"/> maladie infectieuse aiguë (indépendamment de l'étiologie) | <input type="checkbox"/> maladie infectieuses subaigüe/ chronique / périodique (par ex: malaria, ou autres) | <input type="checkbox"/> Infections chroniques <input type="checkbox"/> VIH | variable selon l'état |
| Métabolisme | | <input type="checkbox"/> troubles métaboliques non-contrôlés (diabète, hypothyroïdie, myoedème) | <input type="checkbox"/> insuffisance rénale, hépatique ou autre insuffisance chronique <input type="checkbox"/> obésité <input type="checkbox"/> rein unique | variable selon l'état modération sur le plan alimentaire et exercices initiaux légers avec progression lente (marche, natation, cyclisme) |
| Grossesse | | <input type="checkbox"/> grossesse compliquée (par ex: toxémie, hémorragie, malformation du col de l'utérus, etc.) | <input type="checkbox"/> grossesse avancée (fin du troisième trimestre) | vous référer au «X-AAP pour femmes enceintes» |

Références:

Arraix, G.A., Wigle, D.T., Mao, Y. (1992). Risk Assessment of Physical Activity and Physical Fitness in the Canada Health Survey Follow-Up Study. *J. Clin. Epidemiol.* 45:4 419-428.

Mottola, M., Wolfe, L.A. (1994). Active Living and Pregnancy. In: A. Quinney, L. Gauvin, T. Wall (eds.), *Toward Active Living: Proceedings of the International Conference on Physical Activity, Fitness and Health*. Champaign, IL: Human Kinetics.

PAR-Q Validation Report, British Columbia Ministry of Health, 1978.

Thomas, S., Reading, J., Shephard, R.J. (1992). Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). *Can. J. Spt. Sci.* 17:4 338-345.

Q-AAP et X-AAP ont été développés par le ministère de la santé de la Colombie-Britannique. Ils ont été révisés par les membres d'un Comité consultatif d'experts de la Société canadienne de physiologie de l'exercice sous la direction du Dr N. Gledhill (2002).

Toute modification est interdite. Nous vous encourageons à copier le X-AAP dans sa totalité

Available in English under the title: "Physical Activity Readiness Medical Examination (PARmed-X)"

| | Conditions spéciales de recommandations | CONSEILS |
|----------------------------------|---|---|
| Poumons | <input type="checkbox"/> troubles pulmonaires chroniques | exercices spéciaux de détente et de respiration |
| | <input type="checkbox"/> affection pulmonaire obstructive <input type="checkbox"/> asthme | contrôle de la respiration pendant les exercices d'endurance jusqu'au niveau voulu; éviter l'air polluée |
| | <input type="checkbox"/> bronchospasmes provoqués par l'exercice | éviter l'hyperventilation durant les exercices; éviter les températures très froides; s'échauffer adéquatement; utilisation de médicaments appropriés |
| Musculo-squelettique | <input type="checkbox"/> affections lombaires (pathologiques, fonctionnelles) | éviter ou minimiser les exercices pouvant accentuer le problème (par ex.: flexion et extension forcées extrêmes, torsion violente, etc.); corriger la posture; faire des exercices convenables pour le dos |
| | <input type="checkbox"/> arthrite - aigüe (infectieuse, rhumatoïde; goutte) | traitements en plus d'une combinaison judicieuse de repos, de port d'orthèses et de mouvements modérés |
| | <input type="checkbox"/> arthrite - subaigüe | augmentation graduelle de thérapie par l'exercice actif |
| | <input type="checkbox"/> arthrite - chronique (ostéoarthrite et conditions sus-mentionnés) | maintien de la mobilité et de la force; exercices d'endurances pour minimiser le traumatisme articulaire (par ex.: cyclisme et natation, etc.) |
| | <input type="checkbox"/> orthopédique | très variable et spécifique à chaque individu |
| | <input type="checkbox"/> hernie | minimiser les faux mouvements et les exercices isométriques; renforcer les muscles abdominaux |
| | <input type="checkbox"/> ostéoporosis ou faible densité osseuse | éviter les exercices avec un risque élevé de fracture comme les extensions de bras, les redressments assis, le saut vertical et la flexion du tronc |
| SNC (Système nerveux central) | <input type="checkbox"/> trouble convulsif non-totalement contrôlé par des médicaments | minimiser les exercices dans des environnements dangereux ou en solitaire (par ex.: la natation, l'alpinisme, etc.) |
| | <input type="checkbox"/> commotion cérébrale récente | examen complet après une deuxième commotion; suggérer l'abandon des sports de contact après une troisième commotion, dépendamment de la durée de l'inconscience, de l'amnésie rétrograde, de maux de tête persistents et autres évidences objectives de dommage cérébral |
| Sang | <input type="checkbox"/> anémie - grave (< 10 g/100 mL Hémoglobine) <input type="checkbox"/> perturbation des électrolytes | contrôle préférable; exercices selon la tolérance |
| Médicaments | <input type="checkbox"/> antiangineux <input type="checkbox"/> antiarythmiques <input type="checkbox"/> antihypertenseurs <input type="checkbox"/> anticonvulsivants <input type="checkbox"/> bêta-bloqueurs <input type="checkbox"/> préparations de digitale <input type="checkbox"/> diurétiques <input type="checkbox"/> ganglioplégiques <input type="checkbox"/> autres | NOTE: tenir compte de tous les états sous-jacents. Possibilité de: syncope due à l'effort, désordre électrolytique, bradycardie, dysrythmie, coordination et délai de réaction altérés, intolérance à la chaleur. Ils peuvent modifier l'ECG au repos et celui de l'épreuve d'effort ainsi que le rendement durant ces épreuves. |
| Autres | <input type="checkbox"/> syncope après exercice | programme modéré |
| | <input type="checkbox"/> intolérance à la chaleur | prolonger la phase de récupération par des activités légères; éviter les exercices dans un environnement de chaleur extrême |
| | <input type="checkbox"/> maladie bénigne, temporaire | repousser le programme jusqu'à la guérison |
| | <input type="checkbox"/> cancer | s'il y a existence possible de métastases osseuses, suggérer des exercices sans support de la masse corporelle; exercices à des intensités minimales (40%-65% de la fréquence cardiaque, selon l'état actuel et des plus récents traitements (radiothérapie, chimiothérapie); vérifier l'hémoglobine et le compte de lymphocytes; ajouter des séances de lever de charge afin de renforcer les muscles en utilisant des appareils plutôt que des haltères |

*Se référer à des publications spécialisées pour plus de détails

Les formulaires complémentaires suivants sont disponibles sur l'inترنت à l'adresse : <http://www.csep.ca/forms>

Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-AAP), un questionnaire pour les gens de 15 à 69 ans à compléter par ceux qui veulent faire plus d'activité physique.

L'Évaluation médical de l'aptitude à l'activité physique pour la grossesse (X-AAP pour femmes enceintes). Formulaire conçu pour le médecin dont les patientes enceintes veulent faire de l'activité physique.

Pour plus d'informations, veuillez contacter la: Société canadienne de physiologie de l'exercice

370 - 18 Louisa St

Ottawa (Ontario) K1R 6Y6 CANADA

Tél.: 1-877-651-3755 Téléc.: (613) 234-3565

Courriel: info@csep.ca Site web: www.csep.ca

Note aux professionnels de l'activité physique...

Par prudence, il est conseillé de conserver une copie de la «Fiche de Recommandation d'Activité Physique» dans le dossier du participant.



© Société canadienne de physiologie de l'exercice www.csep.ca/forms

Continuer à la page 4...

X-AAP

ÉVALUATION MÉDICALE DE L'APTITUDE À L'ACTIVITÉ PHYSIQUE



Fiche de Recommandation d'Activité Physique

D'après l'examen médical de _____, je recommande:

- Aucune activité physique
- Seul un programme d'activité physique avec l'obtention d'une autorisation définitive
- Activité physique progressive
 - en évitant: _____
 - incluant: _____
 - sous la supervision d'un Conseiller en condition physique et habitudes de vie-Niveau 2 ou des kinésithérapeutes de la SCPE
- Sans aucune restriction — début léger avec augmentation progressive

Plus amples informations:

- ci-jointes
- à venir
- disponibles sur demande

Médecin/clinique:

N.B. – Cette autorisation de faire de l'activité physique est valide pour une période maximale de six mois à compter du moment où le questionnaire est rempli. Elle n'est plus valide si votre état de santé se détériore.

_____ M.D.

_____ 20_____

(date)

PAR-Q & YOU

(A Questionnaire for People Aged 15 to 69)

Regular physical activity is fun and healthy, and increasingly more people are starting to become more active every day. Being more active is very safe for most people. However, some people should check with their doctor before they start becoming much more physically active.

If you are planning to become much more physically active than you are now, start by answering the seven questions in the box below. If you are between the ages of 15 and 69, the PAR-Q will tell you if you should check with your doctor before you start. If you are over 69 years of age, and you are not used to being very active, check with your doctor.

Common sense is your best guide when you answer these questions. Please read the questions carefully and answer each one honestly: check YES or NO.

| YES | NO | |
|--------------------------|--------------------------|---|
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 1. Has your doctor ever said that you have a heart condition <u>and</u> that you should only do physical activity recommended by a doctor? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 2. Do you feel pain in your chest when you do physical activity? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 3. In the past month, have you had chest pain when you were not doing physical activity? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 4. Do you lose your balance because of dizziness or do you ever lose consciousness? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 5. Do you have a bone or joint problem (for example, back, knee or hip) that could be made worse by a change in your physical activity? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 6. Is your doctor currently prescribing drugs (for example, water pills) for your blood pressure or heart condition? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 7. Do you know of <u>any other reason</u> why you should not do physical activity? |

If
you
answered

YES to one or more questions

Talk with your doctor by phone or in person BEFORE you start becoming much more physically active or BEFORE you have a fitness appraisal. Tell your doctor about the PAR-Q and which questions you answered YES.

- You may be able to do any activity you want — as long as you start slowly and build up gradually. Or, you may need to restrict your activities to those which are safe for you. Talk with your doctor about the kinds of activities you wish to participate in and follow his/her advice.
- Find out which community programs are safe and helpful for you.

NO to all questions

If you answered NO honestly to all PAR-Q questions, you can be reasonably sure that you can:

- start becoming much more physically active — begin slowly and build up gradually. This is the safest and easiest way to go.
- take part in a fitness appraisal — this is an excellent way to determine your basic fitness so that you can plan the best way for you to live actively. It is also highly recommended that you have your blood pressure evaluated. If your reading is over 144/94, talk with your doctor before you start becoming much more physically active.



DELAY BECOMING MUCH MORE ACTIVE:

- if you are not feeling well because of a temporary illness such as a cold or a fever — wait until you feel better; or
- if you are or may be pregnant — talk to your doctor before you start becoming more active.

PLEASE NOTE: If your health changes so that you then answer YES to any of the above questions, tell your fitness or health professional. Ask whether you should change your physical activity plan.

Informed Use of the PAR-Q: The Canadian Society for Exercise Physiology, Health Canada, and their agents assume no liability for persons who undertake physical activity, and if in doubt after completing this questionnaire, consult your doctor prior to physical activity.

No changes permitted. You are encouraged to photocopy the PAR-Q but only if you use the entire form.

NOTE: If the PAR-Q is being given to a person before he or she participates in a physical activity program or a fitness appraisal, this section may be used for legal or administrative purposes.

"I have read, understood and completed this questionnaire. Any questions I had were answered to my full satisfaction."

NAME _____

SIGNATURE _____

DATE _____

SIGNATURE OF PARENT _____
or GUARDIAN (for participants under the age of majority)

WITNESS _____

Note: This physical activity clearance is valid for a maximum of 12 months from the date it is completed and becomes invalid if your condition changes so that you would answer YES to any of the seven questions.



PAR-Q & YOU

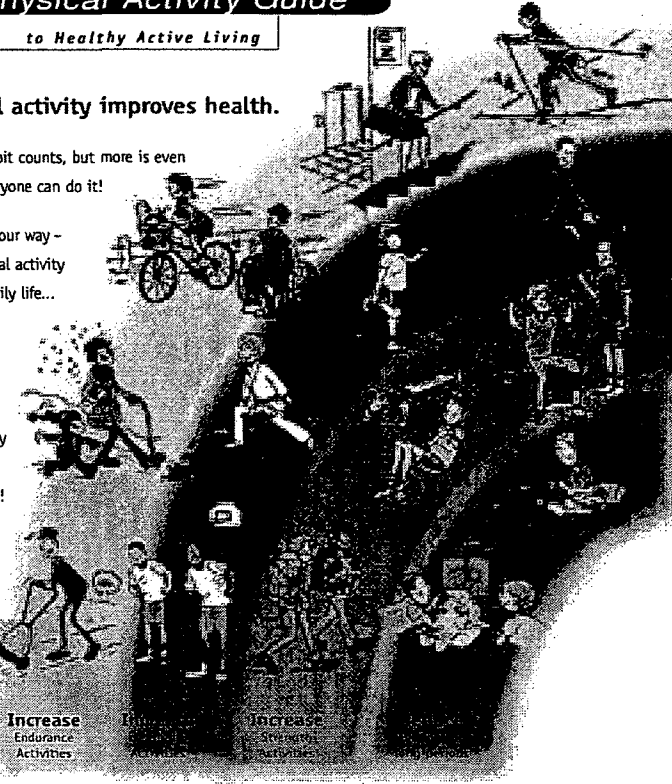


Physical activity improves health.

Every little bit counts, but more is even better – everyone can do it!

Get active your way – build physical activity into your daily life...

- at home
 - at school
 - at work
 - at play
 - on the way
- ...that's active living!



Increase Endurance Activities
Increase Aerobic Activities
Increase Flexibility Activities

Choose a variety of activities from these three groups:

Endurance
4-7 days a week
Continuous activities for your heart, lungs and circulatory system.

Flexibility
2-3 times a week
Activities that stretch and lengthen your muscles.

Strength
2-3 times a week
Activities that build muscle strength and endurance.

Starting slowly is very safe for most people. Not sure? Consult your health professional.

For a copy of the *Guide Handbook* and more information: 1-888-334-9769, or www.paguide.com

Eating well is also important. Follow *Canada's Food Guide to Healthy Eating* to make wise food choices.

Get Active Your Way, Every Day – For Life!

Scientists say accumulate 60 minutes of physical activity every day to stay healthy or improve your health. As you progress to moderate activities you can cut down to 30 minutes, 4 days a week. Add-up your activities in periods of at least 10 minutes each. Start slowly... and build up.

| Very Light Effort | Light Effort | Moderate Effort | Vigorous Effort | Maximum Effort |
|-------------------|------------------|------------------|-----------------|----------------|
| • Striding | • Light walking | • Brisk walking | • Aerobics | • Sprinting |
| • Dusting | • Volleyball | • Biking | • Jogging | • Racing |
| | • Easy gardening | • Raking leaves | • Hockey | |
| | • Stretching | • Swimming | • Basketball | |
| | • Dancing | • Water aerobics | • Fast swimming | |
| | | | • Football | |

Time needed depends on effort
60 minutes 30-60 minutes 20-30 minutes

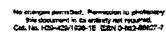
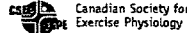
Range needed to stay healthy

You Can Do It – Getting started is easier than you think

Physical activity doesn't have to be very hard. Build physical activities into your daily routine.

- Walk whenever you can – get off the bus early, use the stairs instead of the elevator.
- Reduce inactivity for long periods, like watching TV.
- Get up from the couch and stretch and bend for a few minutes every hour.
- Play actively with your kids.
- Choose to walk, wheel or cycle for short trips.
- Start with a 10 minute walk – gradually increase the time.
- Find out about walking and cycling paths nearby and use them.
- Observe a physical activity class to see if you want to try it.
- Try one class to start – you don't have to make a long-term commitment.
- Do the activities you are doing now, more often.

| Benefits of regular activity: | Health risks of inactivity: |
|--|-----------------------------|
| • better health | • premature death |
| • improved fitness | • heart disease |
| • better posture and balance | • obesity |
| • better self-esteem | • high blood pressure |
| • weight control | • adult-onset diabetes |
| • stronger muscles and bones | • osteoporosis |
| • feeling more energetic | • stroke |
| • relaxation and reduced stress | • depression |
| • continued independent living in later life | • colon cancer |



Source: Canada's Physical Activity Guide to Healthy Active Living, Health Canada, 1998 <http://www.hc-sc.gc.ca/hppb/paguide/pdf/guideEng.pdf>

© Reproduced with permission from the Minister of Public Works and Government Services Canada, 2002.

FITNESS AND HEALTH PROFESSIONALS MAY BE INTERESTED IN THE INFORMATION BELOW:

The following companion forms are available for doctors' use by contacting the Canadian Society for Exercise Physiology (address below):

The **Physical Activity Readiness Medical Examination (PARmed-X)** – to be used by doctors with people who answer YES to one or more questions on the PAR-Q.

The **Physical Activity Readiness Medical Examination for Pregnancy (PARmed-X for Pregnancy)** – to be used by doctors with pregnant patients who wish to become more active.

References:

Arraix, G.A., Wigle, D.T., Mao, Y. (1992). Risk Assessment of Physical Activity and Physical Fitness in the Canada Health Survey Follow-Up Study. *J. Clin. Epidemiol.* 45:4 419-428.

Mottola, M., Wolfe, L.A. (1994). Active Living and Pregnancy, In: A. Quinney, L. Gauvin, T. Wall (eds.), **Toward Active Living: Proceedings of the International Conference on Physical Activity, Fitness and Health.** Champaign, IL: Human Kinetics.

PAR-Q Validation Report, British Columbia Ministry of Health, 1978.

Thomas, S., Reading, J., Shephard, R.J. (1992). Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). *Can. J. Spt. Sci.* 17:4 338-345.

For more information, please contact the:

Canadian Society for Exercise Physiology
202-185 Somerset Street West
Ottawa, ON K2P 0J2
Tel. 1-877-651-3755 • FAX (613) 234-3565
Online: www.csep.ca

The original PAR-Q was developed by the British Columbia Ministry of Health. It has been revised by an Expert Advisory Committee of the Canadian Society for Exercise Physiology chaired by Dr. N. Gledhill (2002).

Disponible en français sous le titre «Questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique - Q-AAP (révisé 2002)».



© Canadian Society for Exercise Physiology

Supported by:



Health Canada
Santé Canada

PARmed-X PHYSICAL ACTIVITY READINESS MEDICAL EXAMINATION

The PARmed-X is a physical activity-specific checklist to be used by a physician with patients who have had positive responses to the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). In addition, the Conveyance/Referral Form in the PARmed-X can be used to convey clearance for physical activity participation, or to make a referral to a medically-supervised exercise program.

Regular physical activity is fun and healthy, and increasingly more people are starting to become more active every day. Being more active is very safe for most people. The PAR-Q by itself provides adequate screening for the majority of people. However, some individuals may require a medical evaluation and specific advice (exercise prescription) due to one or more positive responses to the PAR-Q.

Following the participant's evaluation by a physician, a physical activity plan should be devised in consultation with a physical activity professional (CSEP-Certified Personal Trainer™ or CSEP-Certified Exercise Physiologist™). To assist in this, the following instructions are provided:

PAGE 1: - Sections A, B, C, and D should be completed by the participant BEFORE the examination by the physician. The bottom section is to be completed by the examining physician.

PAGES 2 & 3: - A checklist of medical conditions requiring special consideration and management.

PAGE 4: - Physical Activity & Lifestyle Advice for people who do not require specific instructions or prescribed exercise.
- Physical Activity Readiness Conveyance/Referral Form - an optional tear-off tab for the physician to convey clearance for physical activity participation, or to make a referral to a medically-supervised exercise program.

This section to be completed by the participant

A PERSONAL INFORMATION:

NAME _____
ADDRESS _____
TELEPHONE _____
BIRTHDATE _____ GENDER _____
MEDICAL No. _____

B PAR-Q: Please indicate the PAR-Q questions to which you answered YES

- Q 1 Heart condition
- Q 2 Chest pain during activity
- Q 3 Chest pain at rest
- Q 4 Loss of balance, dizziness
- Q 5 Bone or joint problem
- Q 6 Blood pressure or heart drugs
- Q 7 Other reason:

C RISK FACTORS FOR CARDIOVASCULAR DISEASE: *Check all that apply*

- Less than 30 minutes of moderate physical activity most days of the week.
- Excessive accumulation of fat around waist.
- Currently smoker (tobacco smoking 1 or more times per week).
- Family history of heart disease.
- High blood pressure reported by physician after repeated measurements.
- High cholesterol level reported by physician.

Please note: Many of these risk factors are modifiable. Please refer to page 4 and discuss with your physician.

D PHYSICAL ACTIVITY INTENTIONS:

What physical activity do you intend to do?

This section to be completed by the examining physician

Physical Exam:

| | | | |
|----|----|--------|---|
| Ht | Wt | BP i) | / |
| | | BP ii) | / |

Conditions limiting physical activity:

- Cardiovascular
- Respiratory
- Other
- Musculoskeletal
- Abdominal

Tests required:

- ECG
- Exercise Test
- X-Ray
- Blood
- Urinalysis
- Other

Physical Activity Readiness Conveyance/Referral:

Based upon a current review of health status, I recommend:

- Further Information:
- Attached
 - To be forwarded
 - Available on request

- No physical activity
- Only a medically-supervised exercise program until further medical clearance
- Progressive physical activity:
 - with avoidance of: _____
 - with inclusion of: _____
 - under the supervision of a CSEP-Certified Exercise Physiologist™
- Unrestricted physical activity—start slowly and build up gradually

PARmed-X

PHYSICAL ACTIVITY READINESS MEDICAL EXAMINATION

Following is a checklist of medical conditions for which a degree of precaution and/or special advice should be considered for those who answered "YES" to one or more questions on the PAR-Q, and people over the age of 69. Conditions are grouped by system. Three categories of precautions are provided. Comments under Advice are general, since details and alternatives require clinical judgement in each individual instance.

| | Absolute Contraindications | Relative Contraindications | Special Prescriptive Conditions | |
|-----------------------|---|--|--|---|
| | Permanent restriction or temporary restriction until condition is treated, stable, and/or past acute phase. | Highly variable. Value of exercise testing and/or program may exceed risk. Activity may be restricted. Desirable to maximize control of condition. Direct or indirect medical supervision of exercise program may be desirable. | Individualized prescriptive advice generally appropriate: • limitations imposed; and/or • special exercises prescribed. May require medical monitoring and/or initial supervision in exercise program. | ADVICE |
| Cardiovascular | <input type="checkbox"/> aortic aneurysm (dissecting) <input type="checkbox"/> aortic stenosis (severe) <input type="checkbox"/> congestive heart failure <input type="checkbox"/> crescendo angina <input type="checkbox"/> myocardial infarction (acute) <input type="checkbox"/> myocarditis (active or recent) <input type="checkbox"/> pulmonary or systemic embolism—acute <input type="checkbox"/> thrombophlebitis <input type="checkbox"/> ventricular tachycardia and other dangerous dysrhythmias (e.g., multi-focal ventricular activity) | <input type="checkbox"/> aortic stenosis (moderate) <input type="checkbox"/> subaortic stenosis (severe) <input type="checkbox"/> marked cardiac enlargement <input type="checkbox"/> supraventricular dysrhythmias (uncontrolled or high rate) <input type="checkbox"/> ventricular ectopic activity (repetitive or frequent) <input type="checkbox"/> ventricular aneurysm <input type="checkbox"/> hypertension—untreated or uncontrolled severe (systemic or pulmonary) <input type="checkbox"/> hypertrophic cardiomyopathy <input type="checkbox"/> compensated congestive heart failure | <input type="checkbox"/> aortic (or pulmonary) stenosis—mild angina pectoris and other manifestations of coronary insufficiency (e.g., post-acute infarct) <input type="checkbox"/> cyanotic heart disease <input type="checkbox"/> shunts (intermittent or fixed) <input type="checkbox"/> conduction disturbances • complete AV block • left BBB • Wolff-Parkinson-White syndrome <input type="checkbox"/> dysrhythmias—controlled <input type="checkbox"/> fixed rate pacemakers <input type="checkbox"/> intermittent claudication <input type="checkbox"/> hypertension: systolic 160-180; diastolic 105+ | <ul style="list-style-type: none"> • clinical exercise test may be warranted in selected cases, for specific determination of functional capacity and limitations and precautions (if any). • slow progression of exercise to levels based on test performance and individual tolerance. • consider individual need for initial conditioning program under medical supervision (indirect or direct). |
| | | | | progressive exercise to tolerance |
| | | | | progressive exercise; care with medications (serum electrolytes; post-exercise syncope; etc.) |
| Infections | <input type="checkbox"/> acute infectious disease (regardless of etiology) | <input type="checkbox"/> subacute/chronic/recurrent infectious diseases (e.g., malaria, others) | <input type="checkbox"/> chronic infections <input type="checkbox"/> HIV | variable as to condition |
| Metabolic | | <input type="checkbox"/> uncontrolled metabolic disorders (diabetes mellitus, thyrotoxicosis, myxedema) | <input type="checkbox"/> renal, hepatic & other metabolic insufficiency <input type="checkbox"/> obesity <input type="checkbox"/> single kidney | variable as to status dietary moderation, and initial light exercises with slow progression (walking, swimming, cycling) |
| Pregnancy | | <input type="checkbox"/> complicated pregnancy (e.g., toxemia, hemorrhage, incompetent cervix, etc.) | <input type="checkbox"/> advanced pregnancy (late 3rd trimester) | refer to the "PARmed-X for PREGNANCY" |

References:

Arraix, G.A., Wigle, D.T., Mao, Y. (1992). Risk Assessment of Physical Activity and Physical Fitness in the Canada Health Survey Follow-Up Study. *J. Clin. Epidemiol.* 45:4 419-428.

Mottola, M., Wolfe, L.A. (1994). Active Living and Pregnancy, In: A. Quinney, L. Gauvin, T. Wall (eds.), *Toward Active Living: Proceedings of the International Conference on Physical Activity, Fitness and Health*. Champaign, IL: Human Kinetics.

PAR-Q Validation Report, British Columbia Ministry of Health, 1978.

Thomas, S., Reading, J., Shephard, R.J. (1992). Revision of the Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q). *Can. J. Spt. Sci.* 17: 4 338-345.

The PAR-Q and PARmed-X were developed by the British Columbia Ministry of Health. They have been revised by an Expert Advisory Committee of the Canadian Society for Exercise Physiology chaired by Dr. N. Gledhill (2002).

No changes permitted. You are encouraged to photocopy the PARmed-X, but only if you use the entire form.

Disponible en français sous le titre
«Évaluation médicale de l'aptitude à l'activité physique (X-AAP)»

Continued on page 3...

| | Special Prescriptive Conditions | ADVICE |
|-----------------|---|---|
| Lung | <input type="checkbox"/> chronic pulmonary disorders | special relaxation and breathing exercises |
| | <input type="checkbox"/> obstructive lung disease <input type="checkbox"/> asthma | breath control during endurance exercises to tolerance; avoid polluted air |
| | <input type="checkbox"/> exercise-induced bronchospasm | avoid hyperventilation during exercise; avoid extremely cold conditions; warm up adequately; utilize appropriate medication. |
| Musculoskeletal | <input type="checkbox"/> low back conditions (pathological, functional) | avoid or minimize exercise that precipitates or exasperates e.g., forced extreme flexion, extension, and violent twisting; correct posture, proper back exercises |
| | <input type="checkbox"/> arthritis—acute (infective, rheumatoid; gout) | treatment, plus judicious blend of rest, splinting and gentle movement |
| | <input type="checkbox"/> arthritis—subacute | progressive increase of active exercise therapy |
| | <input type="checkbox"/> arthritis—chronic (osteoarthritis and above conditions) | maintenance of mobility and strength; non-weightbearing exercises to minimize joint trauma (e.g., cycling, aquatic activity, etc.) |
| | <input type="checkbox"/> orthopaedic | highly variable and individualized |
| | <input type="checkbox"/> hernia | minimize straining and isometrics; strengthen abdominal muscles |
| | <input type="checkbox"/> osteoporosis or low bone density | avoid exercise with high risk for fracture such as push-ups, curl-ups, vertical jump and trunk forward flexion; engage in low-impact weight-bearing activities and resistance training |
| CNS | <input type="checkbox"/> convulsive disorder not completely controlled by medication | minimize or avoid exercise in hazardous environments and/or exercising alone (e.g., swimming, mountain climbing, etc.) |
| | <input type="checkbox"/> recent concussion | thorough examination if history of two concussions; review for discontinuation of contact sport if three concussions, depending on duration of unconsciousness, retrograde amnesia, persistent headaches, and other objective evidence of cerebral damage |
| Blood | <input type="checkbox"/> anemia—severe (< 10 Gm/dl) | control preferred; exercise as tolerated |
| | <input type="checkbox"/> electrolyte disturbances | |
| Medications | <input type="checkbox"/> antianginal <input type="checkbox"/> antiarrhythmic <input type="checkbox"/> antihypertensive <input type="checkbox"/> anticonvulsant <input type="checkbox"/> beta-blockers <input type="checkbox"/> digitalis preparations <input type="checkbox"/> diuretics <input type="checkbox"/> ganglionic blockers <input type="checkbox"/> others | NOTE: consider underlying condition. Potential for: exertional syncope, electrolyte imbalance, bradycardia, dysrhythmias, impaired coordination and reaction time, heat intolerance. May alter resting and exercise ECG's and exercise test performance. |
| Other | <input type="checkbox"/> post-exercise syncope | moderate program |
| | <input type="checkbox"/> heat intolerance | prolong cool-down with light activities; avoid exercise in extreme heat |
| | <input type="checkbox"/> temporary minor illness | postpone until recovered |
| | <input type="checkbox"/> cancer | if potential metastases, test by cycle ergometry, consider non-weight bearing exercises; exercise at lower end of prescriptive range (40-65% of heart rate reserve), depending on condition and recent treatment (radiation, chemotherapy); monitor hemoglobin and lymphocyte counts; add dynamic lifting exercise to strengthen muscles, using machines rather than weights. |

*Refer to special publications for elaboration as required

The following companion forms are available online: <http://www.csep.ca/forms>

The **Physical Activity Readiness Questionnaire (PAR-Q)** - a questionnaire for people aged 15-69 to complete before becoming much more physically active.

The **Physical Activity Readiness Medical Examination for Pregnancy (PARmed-X for PREGNANCY)** - to be used by physicians with pregnant patients who wish to become more physically active.

For more information, please contact the:

Canadian Society for Exercise Physiology
 370-18 Louisa Ottawa, ON K1R 6Y6
 Tel. 1-877-651-3755 • FAX (613) 234-3565 • Online: www.csep.ca

Note to physical activity professionals...

It is a prudent practice to retain the completed Physical Activity Readiness Conveyance/Referral Form in the participant's file.



© Canadian Society for Exercise Physiology www.csep.ca/forms

PARmed-X

PHYSICAL ACTIVITY READINESS
MEDICAL EXAMINATION



PARmed-X Physical Activity Readiness Conveyance/Referral Form

Based upon a current review of the health status of _____, I recommend:

- No physical activity
- Only a medically-supervised exercise program until further medical clearance
- Progressive physical activity
 - with avoidance of: _____
 - with inclusion of: _____
 - under the supervision of a CSEP-Certified Exercise Physiologist™
- Unrestricted physical activity — start slowly and build up gradually

Further Information:

- Attached
- To be forwarded
- Available on request

Physician/clinic stamp:

_____ M.D.

_____ 20_____
(date)

NOTE: This physical activity clearance is valid for a maximum of six months from the date it is completed and becomes invalid if your medical condition becomes worse.

ANNEXE E : AJOUTS AU Q-AAP

Afin d'éviter certaines situations problématiques, je propose d'ajouter certaines questions au questionnaire sur l'aptitude à l'activité physique (Q-AAP), qui est un des critères de sélection des participants à l'expérience sur le rétablissement de l'équilibre à l'aide de la tour inclinée. Le nouvel outil de sélection pourrait alors s'appeler Q-AAP modifié, car il ne serait plus celui officiel proposé par la société canadienne de physiologie de l'exercice. Les questions ajoutées au Q-AAP actuel sont en gras.

| Oui | Non | Questions |
|--------------------------|--------------------------|---|
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 1- Votre médecin vous a-t-il déjà dit que vous souffriez d'un problème cardiaque et que vous ne deviez participer qu'aux activités physiques prescrites et approuvées par un médecin? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 2- Avez-vous subi un examen médical complet dans les deux dernières années? Si non, à quand remonte-t-il? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 3- Avez-vous subi une chirurgie dans les 12 dernier mois? Si oui, laquelle et pour quelle raison? Comment se déroule la convalescence? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 4- Pouvez-vous vous déplacer seul, donc sans l'aide d'une canne, marchette ou autre? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 5- Ressentez-vous une douleur à la poitrine lorsque vous faites de l'activité physique? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 6- Au cours du dernier mois, avez-vous ressenti des douleurs à la poitrine lors de périodes autres que celles où vous participiez à une activité physique? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 7- Éprouvez-vous des problèmes d'équilibre reliés à un étourdissement ou vous arrive-t-il de perdre connaissance? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 8- Avez-vous des troubles de la vision qui pourraient vous causer des vertiges ou des étourdissements? |

| | | |
|--------------------------|--------------------------|---|
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 9- Avez-vous des problèmes osseux ou articulaires (par exemple, au dos, au genou ou à la hanche) qui pourraient s'aggraver par une modification de votre niveau de participation à une activité physique? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 10- Souffrez-vous de maladies chroniques telles qu'arthrite, arthrose ou autre? Si oui, lesquelles? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 11- Souffrez-vous d'ostéoporose? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 12- Souffrez-vous de limitations physiques? Lesquelles? |
| | | 13- Avez-vous subi une chute dans les 12 derniers mois? Si oui décrivez les circonstances de celle-ci. |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 14- Des médicaments vous sont-ils actuellement prescrits pour contrôler votre tension artérielle ou un problème cardiaque (par exemple, des diurétiques)? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 15- Prenez-vous d'autres médicaments? Si oui, pourquoi, le nom, la dose et la fréquence d'administration du médicament. |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 16- Faites-vous de l'activité physique? Si oui, quelle est la nature, la fréquence et l'intensité de cette activité physique? |
| <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | 17- Connaissez-vous une autre raison pour laquelle vous ne devriez pas faire de l'activité physique? |

**ANNEXE F : FORMULAIRE ÉVALUATION
CLINIQUE (INCLUANT 3MS ET DALLAS)**



Centre de recherche
sur le vieillissement

Rétablissement de l'équilibre pour éviter une chute

Evelyne Carbonneau

Formulaire de l'évaluateur

| Liste des tests et ordre de passation : |
|--|
| 1. Informations générales |
| 2. Vision : sensibilité aux contrastes |
| 3. Sensibilité à la vibration (test du diapason) |
| 4. Problèmes podiatriques |
| 5. Hypotension orthostatique |
| 6. Équilibre debout unipodal |
| 7. Force musculaire |
| 8. Amplitude fonctionnelle |
| 9. 3MS |
| 10. Dallas |
| 11. Réflexus |

Date : ___/___/___
jj mm aa

Initiales de l'évaluateur : _____

No. du participant : _____

| 1. Informations générales | |
|----------------------------------|---|
| Date de naissance : | ____ / ____ / ____ jj mm aa |
| Genre : | <input type="checkbox"/> Homme <input type="checkbox"/> Femme |
| Taille (avec souliers) : | _____, ____ cm |

| 2. Vision : Sensibilité aux contrastes | | | | | | | | |
|---|---|----|----|----|----|-----|-----|-----|
| Les deux yeux en même temps : | | | | | | | | |
| | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 |
| A (1.5) | ↑ | ↗ | ↗ | ↑ | ↖ | ↑ | ↗ | ? |
| | 3 | 7 | 12 | 20 | 35 | 70 | 120 | 170 |
| B (3) | ↑ | ↗ | ↖ | ↖ | ↑ | ↗ | ↖ | ↗ |
| | 4 | 9 | 15 | 24 | 44 | 85 | 170 | 220 |
| C (6) | ↑ | ↖ | ↑ | ↑ | ↗ | ↖ | ↗ | ↑ |
| | 5 | 11 | 21 | 45 | 70 | 125 | 185 | 260 |
| D (12) | ↑ | ↖ | ↖ | ↗ | ↑ | ↑ | ↖ | ↑ |
| | 5 | 8 | 15 | 32 | 55 | 88 | 125 | 170 |
| E (18) | ↑ | ↑ | ↗ | ↑ | ↖ | ↑ | ↗ | ↑ |
| | 4 | 7 | 10 | 15 | 26 | 40 | 65 | 90 |

Date : ____ / ____ / ____
 jj mm aa

Initiales de l'évaluateur : _____

| 3. Test du diapason | | |
|------------------------------------|---|---|
| | Gauche | Droite |
| Malléole externe | | |
| Essai 1 : | _____, ____ sec. | _____, ____ sec. |
| Essai 2 : | _____, ____ sec. | _____, ____ sec. |
| Métatarse du gros orteil | | |
| Essai 1 : ressent-il la vibration? | <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non | <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non |
| Essai 2 : ressent-il la vibration? | <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non | <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non |

| 4. Évaluation des problèmes podiatriques | | |
|---|---|---|
| | Pied droit | Pied gauche |
| Présence de difformités pouvant nuire au rétablissement de l'équilibre? | <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non | <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non |
| Si oui, indiquez lesquelles : | _____ _____ | _____ _____ |

| 5. Évaluation de l'hypotension orthostatique | |
|---|-----------------|
| Mesure #1: couché depuis 5 min | _____/____ mmHg |
| Mesure #2: immédiatement après qu'il se soit levé | _____/____ mmHg |
| Mesure #3 : 3 minutes après qu'il se soit levé | _____/____ mmHg |

No. du participant : _____

| 6. Test d'équilibre debout unipodal | |
|---|--|
| Évaluation du membre inférieur non-dominant | <input type="checkbox"/> Droit <input type="checkbox"/> Gauche Essai 1 : ____ , ____ sec. Essai 2 : ____ , ____ sec. Essai 3 : ____ , ____ sec. |
| Évaluation du membre inférieur dominant | <input type="checkbox"/> Droit <input type="checkbox"/> Gauche Essai 1 : ____ , ____ sec. Essai 2 : ____ , ____ sec. Essai 3 : ____ , ____ sec. |

| 7. Force musculaire | | |
|----------------------------------|------------|-------------|
| | Côté droit | Côté gauche |
| Flexion de la hanche | /5 | /5 |
| Extension du genou | /5 | /5 |
| Flexion du genou | /5 | /5 |
| Abduction de la hanche | /5 | /5 |
| Adduction de la hanche | /5 | /5 |
| Dorsiflexion de la cheville | /5 | /5 |
| Flexion plantaire de la cheville | /5 | /5 |
| Extension de la hanche | /5 | /5 |

Date : ____ / ____ / ____
 jj mm aa

Initiales de l'évaluateur : _____

8. Évaluation de l'amplitude fonctionnelle

| | Droite | Gauche |
|---------------------------|--|--|
| Membres supérieurs | | |
| Bras // haut tête : | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique |
| Bras derrière tête : | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique |
| Bras niveau des épaules : | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique |
| Bras derrière dos : | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique |
| Membres inférieurs | | |
| Pieds sous chaise : | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique |
| Extension genou : | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique |
| Flexion plantaire: | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique |
| Dorsiflexion : | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique |
| Rectitude du bassin : | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique | <input type="checkbox"/> Correcte <input type="checkbox"/> Problématique |

9. Modified mini-mental state test (3MS)

Voir le formulaire d'évaluation prévu à cet effet

10. Pain status: Dallas

Voir le formulaire d'évaluation prévu à cet effet

11. Réflexus

Moyenne des temps de réaction : _____, _____ ± _____, _____ ms

Douleur du Rachis : Auto-questionnaire de Dallas (D.R.A.D.)

Version française validée par la Section Rachis de la S.F.R.

Nom : _____ Prénom : _____ Sexe : F M Date : _____

A lire attentivement : ce questionnaire a été conçu pour permettre à votre médecin de savoir dans quelle mesure votre vie est perturbée par votre douleur. Veuillez répondre personnellement à toutes les questions en cochant vous-même les réponses. Pour chaque question, cochez en mettant une croix (X) à l'endroit qui correspond le mieux à votre état sur la ligne continue (de 0% à 100%, chaque extrémité correspondant à une situation extrême).

1. La douleur et son intensité :

Dans quelle mesure avez-vous besoin de traitements contre la douleur pour vous sentir bien ?

| | | | | |
|-------------|--|---------|--|---------------|
| pas du tout | | parfois | | tout le temps |
| 0 % (| | | |) 100% |

2. Les gestes de la vie quotidienne :

Dans quelle mesure votre douleur perturbe-t-elle les gestes de votre vie quotidienne (sortir du lit, se brosser les dents, s'habiller, etc) ?

| | | | | |
|-------------------------------|--|-------------|--|------------------------------|
| pas du tout (pas de douleur) | | moyennement | | je ne peux pas sortir du lit |
| 0 % (| | | |) 100% |

3. La possibilité de soulever quelque chose :

Dans quelle mesure êtes-vous limité(e) pour soulever quelque chose ?

| | | | | |
|----------------------------|--|-------------|--|--------------------------|
| pas du tout (comme avant) | | moyennement | | je ne peux rien soulever |
| 0 % (| | | |) 100% |

4. La marche :

Dans quelle mesure votre douleur limite-t-elle maintenant votre distance de marche par rapport à celle que vous pouviez parcourir avant votre problème de dos ?

| | | | | | | |
|--------------------------|--|------------------------|--|--------------|--|--------------|
| je marche comme avant | | presque comme avant | | presque plus | | plus du tout |
| 0 % (| | | | | |) 100% |

5. La position assise :

Dans quelle mesure votre douleur vous gêne-t-elle pour rester assis(e) ?

| | | | | |
|--|--|-------------|--|--------------------------------|
| pas du tout (pas d'aggravation de la douleur) | | moyennement | | je ne peux pas rester assis(e) |
| 0 % (| | | |) 100% |

6. La position debout :

Dans quelle mesure votre douleur vous gêne-t-elle pour rester debout de façon prolongée ?

| | | | | |
|--|--|-------------|--|------------------------------|
| pas du tout (je reste debout comme avant) | | moyennement | | je ne peux pas rester debout |
| 0 % (| | | |) 100% |

7. Le sommeil :

Dans quelle mesure votre douleur gêne-t-elle votre sommeil ?

| | | | | |
|--------------------------------------|--|-------------|--|-------------------------------|
| pas du tout (je dors comme avant) | | moyennement | | je ne peux pas dormir du tout |
| 0 % (| | | |) 100% |

Total X 3 = -----% de répercussion sur les activités quotidiennes



DALLAS PAIN QUESTIONNAIRE

Name _____

Date _____ Date of Injury _____

Please read: This questionnaire has been designed to give your health care provider information as to how your pain affects your daily activities. Be sure that these are your answers. Do not ask someone else to complete this questionnaire for you. Please mark an "X" along the line that expresses your thoughts from 0-100 in each section.

Section I: Pain and Intensity

To what degree do you rely on pain medications or pain relieving substances for you to be comfortable?

None Some All the time
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section II: Personal Care

How much does pain interfere with your personal care (getting out of bed, teeth brushing, dressing, etc)?

None (no pain) Some I can't get out of bed
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section III: Lifting

How much limitation do you notice in lifting?

None Some I can't lift anything
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section IV: Walking

Compared to how far you could walk before your injury or back trouble, how much does pain restrict walking now?

The same Almost the same Very little I cannot walk
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section V: Sitting

Back pain limits my sitting in a chair to:

None Some I can't sit at all
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section VI: Standing

How much does pain interfere with your tolerance to stand for long periods?

None (same as before) Some I can't stand
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section VII: Sleeping

How much does pain interfere with your sleeping?

None (same as before) Some I can't sleep at all
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section VIII: Social Life

How much does pain interfere with your social life (dancing, games, going out, eating with friends, etc.)?

None Some No activities
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section IX: Traveling

How much does pain interfere with traveling in a car?

None Some I can't travel
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section X: Vocational

How much does pain interfere with your job?

None Some I can't work
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section XI: Anxiety/Mood

How much control do you feel that you have over demands made on you?

Total (no change) Some
None
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section XII: Emotional Control

How much control do you feel you have over your emotions?

Total (no change) Some
None
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section XIII: Depression

How depressed have you been since the onset of pain?

Not depressed Overwhelmed by
significantly depression
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section XIV: Interpersonal Relationships

How much do you think your pain has changed your relationships with others?

Not changed Drastically changed
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section XV: Social Support

How much support do you need from others to help you during this onset of pain (taking over chores, meals, etc)?

None needed All the time
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

Section XVI: Punishing Response

How much do you think others express irritation, frustration or anger toward you because of your pain?

None Some All the time
0% (_____ : _____ : _____ : _____ : _____) 100%

ÉCHELLE DE STATUT MENTAL MODIFIÉE (3 MS)* et ÉCHELLE DE STATUT MENTAL DE FOLSTEIN (MMSE)*

IDENTIFICATION

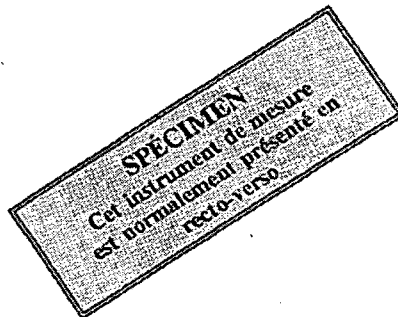
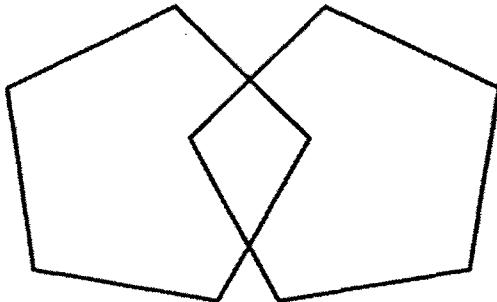
SPÉCIMEN
Cet instrument de mesure
est normalement présenté en
recto-verso

Traduction et adaptation française du Modified Mini-Mental State (3MS) et du Mini Mental State Examination** par le Centre de recherche en géronto-gériatrie de l'Institut d'études de Sherbrooke (IES), rue Belvédère Sud, Sherbrooke, Québec, Canada J1H 4K3.
* Test. E.L. Chan, M.C. «The Modified Mini-Mental State (3MS) examination» J Clin Psychol, 48: 314-317, 1992.
** Folstein, M.F., Folstein, S.E. and McHugh, P.R. «««Mini Mental State»» A practical method for grading the clinician» J Psychiatr Res, 12: 129-136, 1975.

| 3 MS | MMSE | 3 MS | MMSE |
|---|------|---|------|
| LIEU ET DATE DE NAISSANCE Date: jour _____ mois _____ année _____ Lieu: ville _____ province _____ | | | |
| EMPREINTEMENT 4 (nombre d'écrits) | | | |
| #1 CHEMISE BLEUE, ROUSSETTE #2 (pas CHAUSURE, BIFON, SEQUESTRE) #3 (pas CHAUSURE, BLANC, CHARPTE) | | ÉDUCATION DE MOTS Associez 2 autres mots (1 mot correct) (30 secondes) | |
| REVERSIBILITÉ MENTALE Choisissez 1 réponse de 1 à 7 Sans 1 à 2 erreurs de compréhension 3 erreurs et plus Écrivez à l'encre le mot: SCIENCE (écrite) | | ASSOCIATIONS LÉNGUAGES Dessin - paroles Paroles de dessin, croquis, esquisses Ce dessin, quel objet est-ce? est-ce un objet? incorrect, ne suit pas, sans lien Rien - rien Correspondance, associations Expressions, traits, faits avec le dessin... incorrect, ne suit pas, sans lien | |
| PREMIER RAPPEL Rappel spontané Après: «Quelle chose pour se vêtir» Après: «CHAUSURE, CHEMISE, CHAUSON» Entente incorrecte Rappel spontané Après: «Une couleur» Après: «BLEU, BLANC, BLEU» Entente incorrecte Rappel spontané Après: «Une qualité» Après: «ROUSSETTE, CHARPTE, SEQUESTRE» Entente incorrecte | | RÉPÉTITION «JE VEUX ALLER CHEZ MOI» 1 ou 2 mots après les erreurs Plus de 2 mots après les erreurs «PAS DE - SI RI - DE MMS» | |
| ORIENTATION TEMPORELLE Année Exacte Marge d'erreur d'un (1) an Marge d'erreur de 2-5 ans Erreur de plus de 5 ans Saison Exacte ou erreur d'un mois Erreur de plus d'un mois Mois Exact ou marge d'erreur de 3 jours Erreur d'un mois Erreur de plus d'un mois Date du jour Exacte Erreur de 1-2 jours Erreur de 3-5 jours Erreur de plus de 5 jours Jour de la semaine Exact Inexact | | CONDICION ÉCRITE «FERMEZ VOS YEUX» Fermez les yeux sans hésitation Fermez les yeux après l'écrit L'a à fermer les yeux seulement (parfaitement ou sur demande) Mais ne fermez pas les yeux Ne se pas complètement et ne fermez pas les yeux | |
| ORIENTATION SPATIALE Frontière ou déplacement Pays Ville ou village «COPPER, REGAZOLE» / «REGAZON / MACCORN» «MAGAZON / MACCORN» | | ÉCRITURE (1 minute) JE VEUX ALLER CHEZ MOI «MMS»: le nombre de mots d'écriture est correct | |
| DÉNOMINATION Fruit _____ Couleur _____ «CHAUSURE, BIFON, SEQUESTRE» | | COPIE DE DEUX PENTAGONES (1 minute) Chaque pentagone 5 côtés approximativement égaux 5 côtés inégaux (2-2-1) Autre figure fermée 2 lignes ou plus autres que 2 lignes Intersection Intersection de 4 angles formés Intersection de moins de 4 angles formés Pas d'intersection | |
| CONDICION EN 3 ÉTAPES _____ PRENEZ CE PAPIER DE LA MAIN DROITE/GAUCHE _____ PLIEZ-LE EN DIX ET _____ RECROUSSEZ-LE SUR | | CONDICION EN 3 ÉTAPES _____ PRENEZ CE PAPIER DE LA MAIN DROITE/GAUCHE _____ PLIEZ-LE EN DIX ET _____ RECROUSSEZ-LE SUR | |
| DÉROGÈRE RAPPEL Rappel spontané Après: «Quelle chose pour se vêtir» Après: «CHAUSURE, CHEMISE, CHAUSON» Entente incorrecte Rappel spontané Après: «Une couleur» Après: «BLEU, BLANC, BLEU» Entente incorrecte Rappel spontané Après: «Une qualité» Après: «ROUSSETTE, CHARPTE, SEQUESTRE» Entente incorrecte | | CONDICION EN 3 ÉTAPES _____ PRENEZ CE PAPIER DE LA MAIN DROITE/GAUCHE _____ PLIEZ-LE EN DIX ET _____ RECROUSSEZ-LE SUR | |
| Score _____ | | Score _____ | |
| Cotation totale: _____ | | Cotation totale: _____ | |
| 3MS | | MMSE | |
| 100 | | 30 | |

* Changement de pontage significatif de 3MS

FERMEZ VOS YEUX



Sexe _____ ans Droitier Gaucher

Commentaires de l'évaluateur(trice) _____

À mon avis,

Le test est valide.

Le test est possiblement non valide à cause:

d'un problème de vision

d'un problème d'audition

d'un inconfort physique

d'un manque de collaboration

autre (précisez) _____

d'un problème moteur

d'un problème de langage

d'un problème environnemental (bruits, distraction...)

d'un problème d'attention ou de vigilance

d'un problème psychique (amdté...)

Date _____

Signature _____

ECHELLE DE STATUT MENTAL MODIFIEE (3 MS)*
 et

ECHELLE DE STATUT MENTAL DE FOLSTEIN (MMSE)

Torg, E.L. and M.O. - The Modified Mini-Mental State (3 MS) examination. J. Clin. Psychiatry, 48: 314-317, 1987.
 Folstein, M.F., Folstein, S., and McHugh, P.R. - "The 'Mini-Mental State': A practical method for grading the clinician. J. Psychiatric Res., 12: 129-138, 1975.

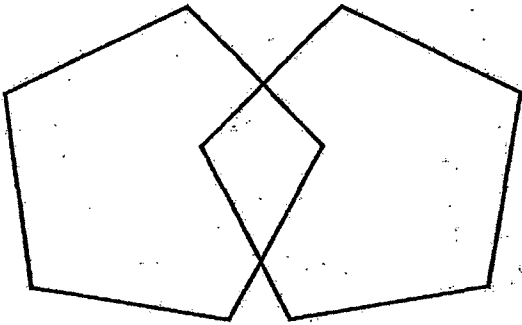
Watch, pen, sheet

| 3MS | MMSE | 3MS | MMSE | 3MS | MMSE | 3MS | MMSE | | |
|---|------|---|------|---|------|--|------|--|--|
| 5 | | | | 10 | | | | | |
| DATE AND PLACE OF BIRTH: Date: yr ____ mth ____ day ____ 0 1 2 3 Place: town ____ 0 1 2 province ____ | | NAME AS MANY AS YOU CAN : 4 - legged animals (30 sec.) 1 point each | | SIMILARITIES (ex: apple, pear = fruits) Arm - leg body parts : limb; etc. 2 they have muscles, bones, etc. 1 inaccurate, don't know, ... 0 | | REGISTRATION (no. of presentations: ____) shirt, brown, honesty 0 1 2 3 (or: shoes, black, modesty) (or: socks, blue, charity) | | Laughing - crying 2 feeling emotion 1 expression; noise with mouth 1 inaccurate, don't know 0 | |
| 3 | | | | 6 | | | | | |
| MENTAL REVERSAL: 5 to 1 Accurate 2 1 or 2 errors / misses 1 3 errors or more 0 Spell back to front the word WORLD (DLROW) 0 1 2 3 4 5 | | Eating - sleeping essential for life 2 activities of daily living (ADL) 1 inaccurate, don't know 0 | | REPETITION "He would like to go out." 2 1 or 2 missed/wrong words 1 More than 2 missed/wrong words 0 "no fis ____ and ____ 0 1 2 3 or but ____ | | READ AND OBEY "CLOSE YOUR EYES" Obeys without prompting 3 Obeys after prompting 2 Reads aloud 1 Don't read and don't close eyes 0 | | | |
| 7 | | | | 5 | | | | | |
| FIRST RECALL Spontaneous recall 3 After "Something to wear" 2 After "shoes, shirt, socks" 1 incorrect 0 Spontaneous recall 3 After "a color" 2 After "blue, black, brown" 1 incorrect 0 Spontaneous recall 3 After "A good personal quality" 2 After "honesty, charity, modesty" 1 The 3 words were incorrect 0 | | WRITING (1 min.) "He would like to go out." 0 1 2 3 4 5 | | COPYING 2 PENTAGONS (1 min.) (Each pentagon) 5 approx. equal sides 4 4 5 but unequal (> 2:1) sides 3 3 other enclosed figure 2 2 2 or more lines 1 1 less than 2 lines 0 0 (Intersection) 4 corners 2 not-4-corner enclosure 1 no intersection 0 | | THREE-STAGE COMMAND (Together) Take this paper with your LR hand 0 1 old it in half, and 0 1 Hand it back to me 0 1 | | | |
| 9 | | | | 3 | | | | | |
| TEMPORAL ORIENTATIONS Year accurate 4 missed by 1 year 4 missed by 2 - 5 years 2 missed by more than 5 years 0 Season accurate or within a month 1 missed by more than 1 month 0 Month accurate or within 5 days 2 missed by 1 month 1 missed by more than 1 month 0 Day of month accurate 3 missed by 1 or 2 days 2 missed by 3 - 5 days 1 missed by more than 5 days 0 Day of week accurate 1 inaccurate 0 | | SECOND RECALL Spontaneous recall 3 After "Something to wear" 2 After "shoes, shirt, socks" 1 incorrect 0 Spontaneous recall 3 After "a color" 2 After "blue, black, brown" 1 incorrect 0 Spontaneous recall 3 After "A good personal quality" 2 After "honesty, charity, modesty" 1 The 3 words were incorrect 0 | | SPATIAL ORIENTATION State 0 2 County 0 1 City (town) 0 1 Hospital / office bldg / home? 0 1 | | NAMING Forehead ____ Chin ____ 0 1 2 3 4 5 Shoulder ____ Elbow ____ Kneecap ____ | | | |
| 15 | | | | 5 | | | | | |
| SPATIAL ORIENTATION State 0 2 County 0 1 City (town) 0 1 Hospital / office bldg / home? 0 1 | | SPATIAL ORIENTATION State 0 2 County 0 1 City (town) 0 1 Hospital / office bldg / home? 0 1 | | SPATIAL ORIENTATION State 0 2 County 0 1 City (town) 0 1 Hospital / office bldg / home? 0 1 | | SPATIAL ORIENTATION State 0 2 County 0 1 City (town) 0 1 Hospital / office bldg / home? 0 1 | | | |

DATE _____ COTATION TOTALE : 3MS MMSE
 100 30

Continued on page 32 (page 30 MMSE)

CLOSE YOUR EYES



Schooling: _____ years Right-handed Left-handed Ambidextrous

Comments: _____

The test is valid the subject refused

The test is possibly not valid because :

Vision problem

Hearing problem

Physical discomfort

Lack of collaboration

Motor problem

Language problem

Environment problem (noise, distraction)

Attention or vigilance problem

Psychological problem

Other (specify) : _____

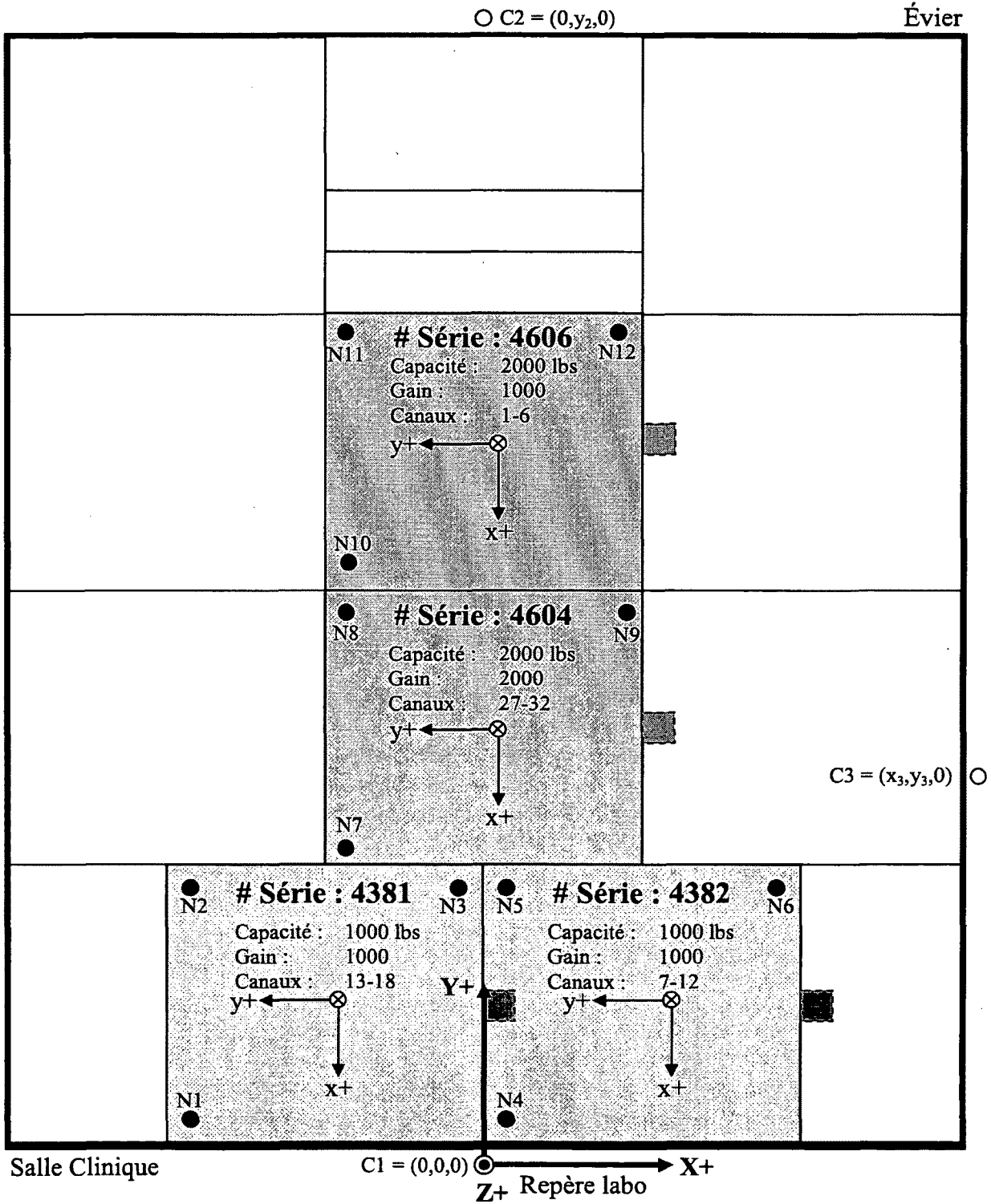
Date : _____

Signature : _____

ANNEXE G : CONFIGURATION EXPÉRIMENTALE

LABORATOIRE DE MOUVEMENT
CONFIGURATION DES
PLATES-FORMES DE FORCES AMTI

#1a



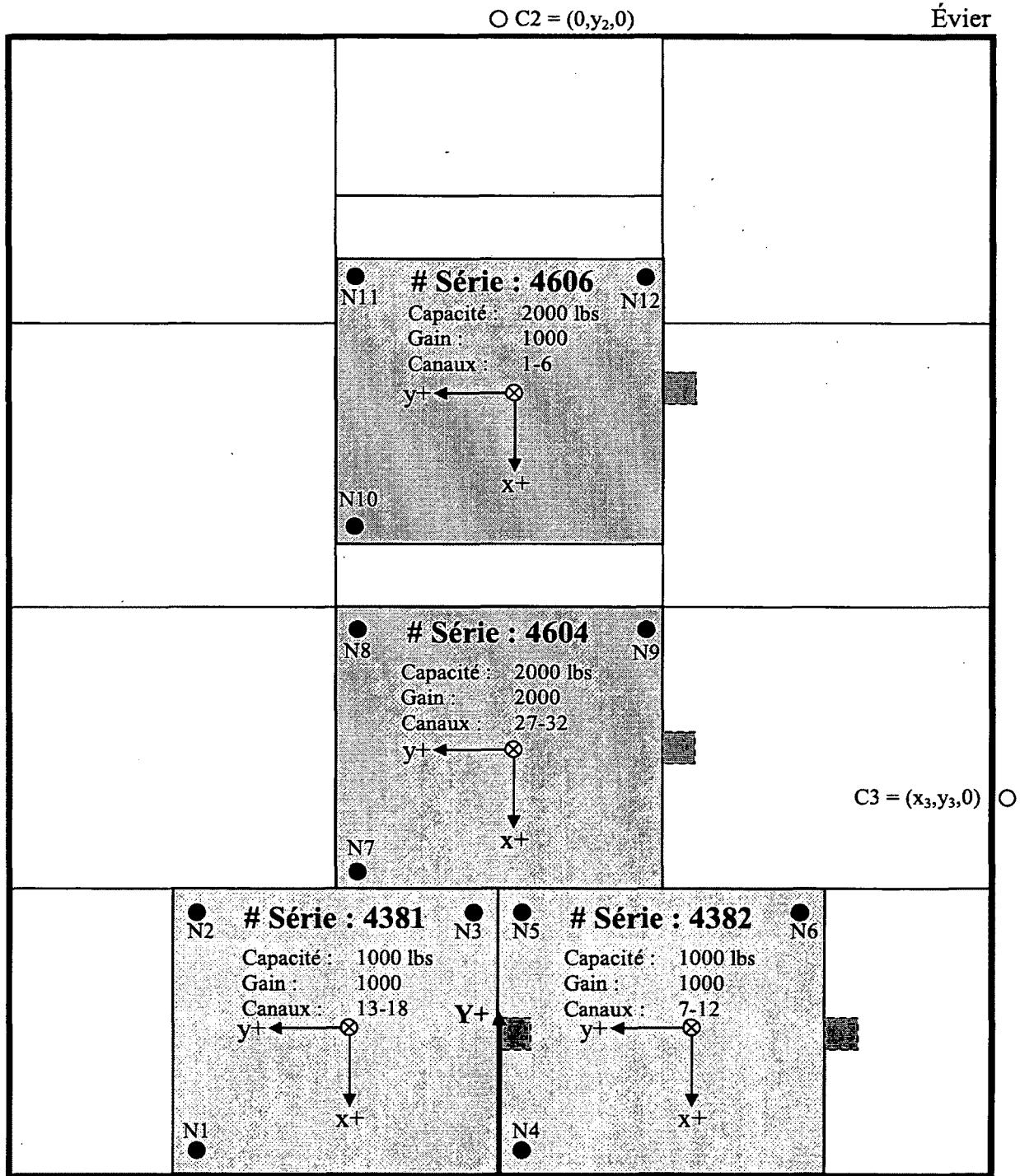
C# = Points d'alignement

N# = Points de numérisation des PFFs

LABORATOIRE DE MOUVEMENT

CONFIGURATION DES PLATES-FORMES DE FORCES *AMTI*

#1b



Salle Clinique

C1 = (0,0,0) ○ → X+
 Z+ Repère labo

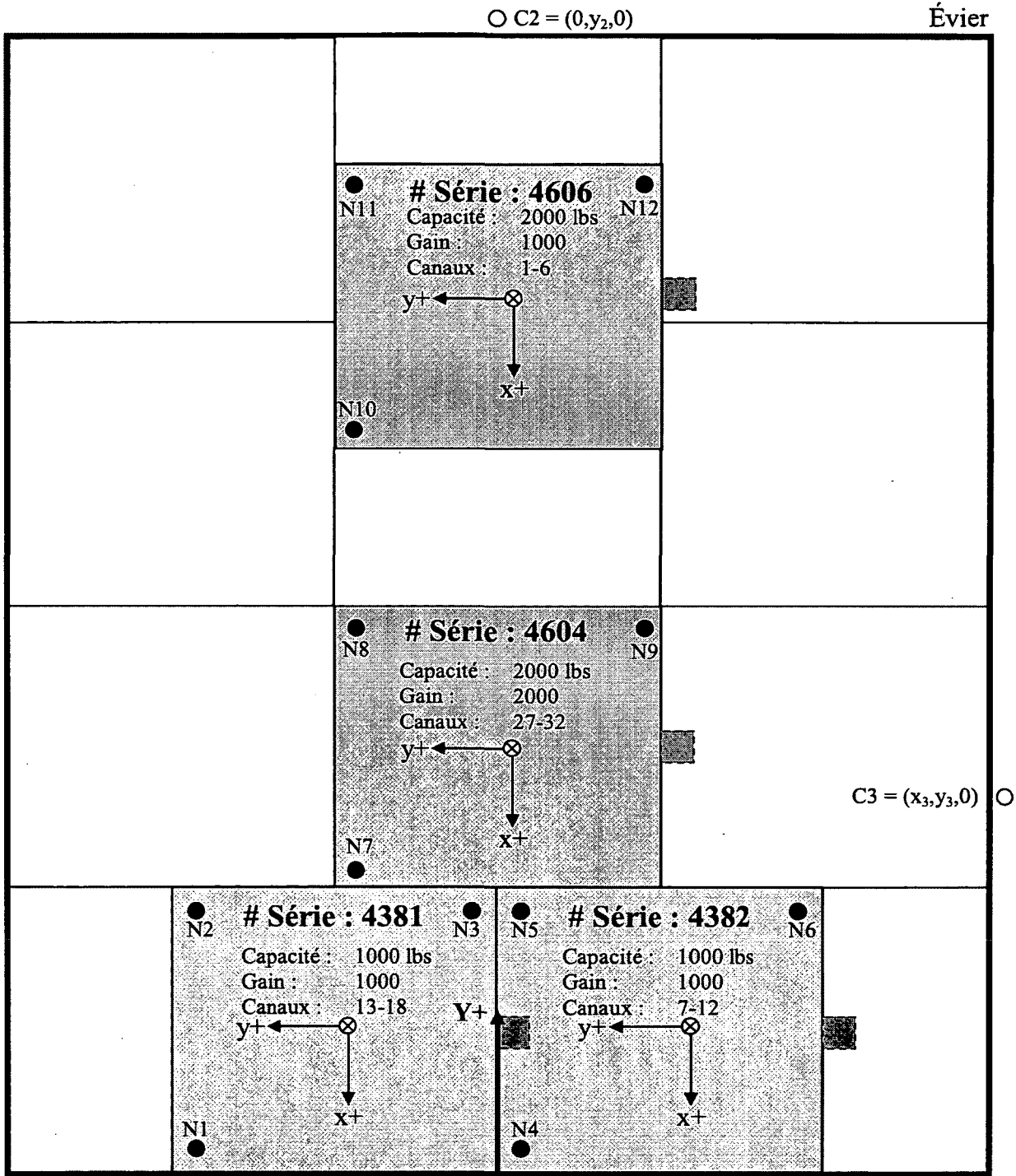
C# = Points d'alignement

N# = Points de numérisation des PFFs

LABORATOIRE DE MOUVEMENT

#1c

CONFIGURATION DES PLATES-FORMES DE FORCES *AMTI*



C# = Points d'alignement

N# = Points de numérisation des PFFs

ANNEXE H : PROCÉDURE EXPÉRIMENTALE



1. Objectif

L'objectif de ce protocole est d'assurer un bon déroulement des expérimentations sur la tour inclinée et d'uniformiser ses procédures tout en conservant une attitude sécuritaire autant pour le sujet que pour l'expérimentateur. La procédure sera divisée en différentes sections, soit la préparation de l'expérimentation, la calibration, la préparation du sujet, la procédure expérimentale de la tour inclinée, les instructions à donner, après l'expérimentation et les résultats. Il faut s'assurer que deux expérimentateurs soient présents tout au long des essais, qu'ils ont suivi les formations appropriées et qu'ils ont signé le formulaire de santé et sécurité dans les laboratoires du centre de recherche sur le vieillissement.

2. Préparation de l'expérimentation

- 2.1 Déterminer l'ordre aléatoire des directions de chute pour les sujets.
- 2.2 Avoir vérifié l'éligibilité du sujet (à l'aide du Q-AAP ou X-AAP).
- 2.3 Réserver une plage horaire pour faire passer un test d'ostéodensitométrie au 5^e étage pour tous les sujets de plus de 60 ans ou pour toutes les femmes ménopausées.
- 2.4 Réserver le local d'évaluation clinique pour tout sujet au-dessus de 60 ans.

3. Calibration

Faire les étapes suivantes avant que le sujet se présente pour l'expérimentation.

- 3.1 Démarrer le système Optotrak et mettre en marche toutes les plateformes de force et la caméra.
- 3.2 Positionner les plateformes de force selon le schéma voulu selon le sujet testé et selon la première direction à être effectuée (Annexe G).
- 3.3 Vérifier les schémas de branchement.
- 3.4 Attendre au moins 45 minutes.
- 3.5 Faire un zéro sur toutes les plateformes de force.
- 3.6 Numériser les plateformes.
- 3.7 Faire quelques tests préliminaires pour vérifier le fonctionnement du système et remplir la feuille de calibration prévue à cet effet (Annexe I).
- 3.8 Avoir en main la feuille de test à remplir lors de l'expérimentation (voir Annexe I).
- 3.9 Ouvrir le fichier Labview de vérification de la force dans le harnais (FMax).
- 3.10 Ouvrir le fichier Labview pour l'angle d'inclinaison.
- 3.11 Vérifier qu'il y a des collations et quelque chose à boire pour les pauses du sujet.



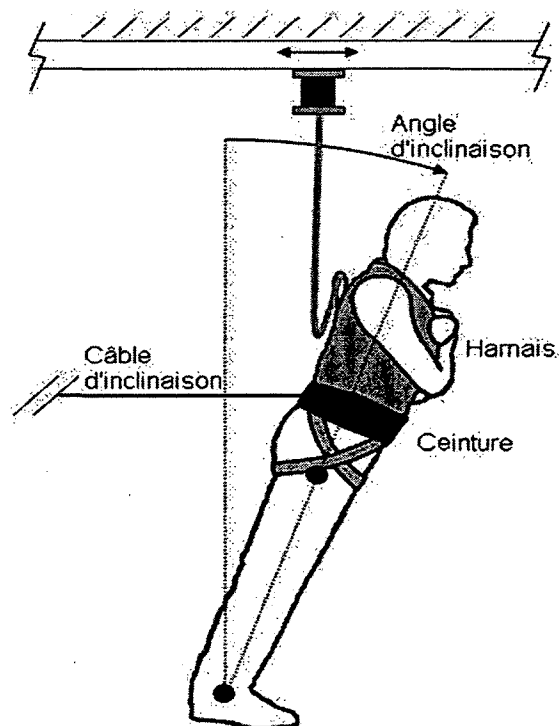
4. Préparation du sujet

4.1 Vérification initiale

- 4.1.1. Formulaire de consentement dûment signé en deux copies, une est remise au sujet, tandis que l'autre est conservée dans le dossier du sujet.
- 4.1.2. Réussite du Q-AAP ou X-AAP et des tests cliniques (s'il y a lieu).
- 4.1.3. Réussite du test d'ostéodensitométrie (s'il y a lieu).
- 4.1.4. Porter des culottes courtes moulantes et une camisole ou lui en fournir.
- 4.1.5. Porter des espadrilles.
- 4.1.6. Prendre en note la taille (en cm) du sujet et l'inscrire sur le formulaire à cet effet.

4.2 Tour inclinée

- 4.2.1. Schéma de montage :



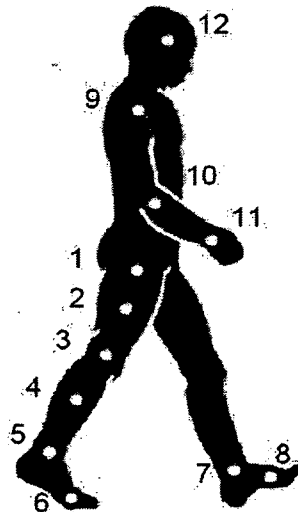
- 4.2.2. Choisir la ceinture appropriée pour la taille du sujet.
- 4.2.3. Installer la ceinture sur les hanches afin que les crêtes iliaques ne soient pas couvertes par celle-ci.
- 4.2.4. S'assurer que l'anneau de métal de la ceinture se retrouve bien centré derrière le sujet et que l'anneau de tissu se retrouve le plus centré possible sur le côté du sujet.



4.3 Harnais de sécurité

- 4.3.1. Vérifier l'état du rail, des vis, des cordes et des mousquetons.
- 4.3.2. Choisir le harnais approprié pour la taille du sujet.
- 4.3.3. Installer le harnais par-dessus la ceinture pelvienne, afin qu'il soit ajusté, mais non serré.
- 4.3.4. Ajuster adéquatement les sangles pour les jambes.
- 4.3.5. Attacher les élastiques autour des sangles pour les jambes.
- 4.3.6. Attacher le harnais de sécurité à l'aide de l'anneau derrière ce dernier et non à l'aide de celui sur le dessus.
- 4.3.7. Dire au sujet de ne rien faire avant toute autre directive de votre part.
- 4.3.8. Ajuster la hauteur de la corde afin que les doigts du sujet touchent presque le sol lorsqu'il effectue une flexion du tronc.
- 4.3.9. ATTENTION, pour mettre un participant plus âgé en confiance, vous pouvez raccourcir la longueur du câble. Dans la même idée, si un participant réussit des angles très élevés et que le harnais gêne ses mouvements, l'expérimentateur peut allonger le câble, voire l'enlever si le participant est d'accord. Le jugement de l'évaluateur est demandé ici.
- 4.3.10. Mettre le côté étroit du mousqueton vers le haut.

4.4 Marqueurs + strobber



- 4.4.1. Installer le strobber à la taille du sujet.
- 4.4.2. Installer tous les marqueurs du côté droit et gauche (24 min. au total) :
 1. Aspect latéral du grand trochanter
 2. Centre de la cuisse latéral
 3. Épicondyle fémoral latéral
 4. Centre du gastrocnémien latéral



5. Malléole latérale
 6. Segment latéral du 5^e métatarsien
 7. Malléole médiale
 8. Segment médial du 1^{er} métatarsien
 9. Face latérale de l'acromion
 10. Face latérale du coude
 11. Face latérale du poignet
 12. Face latérale de la tempe
 13. Autres s'il y a lieu (À prendre en note)
- 4.4.3. S'assurer que le marqueur du grand trochanter n'est pas caché par la ceinture.
- 4.4.4. Valider le fonctionnement et la synchronisation des marqueurs.

5. Procédure expérimentale de la tour inclinée

Un essai est réussi lorsque le sujet a réussi à rétablir son équilibre en un seul pas à un angle donné. Un sujet n'a pas réussi à rétablir son équilibre lorsqu'il a effectué plus d'un pas (Step Failure) ou lorsque le harnais a repris plus de 20% de son poids (Harness Failure). Un essai est échoué lorsque le sujet n'a pas réussi à rétablir son équilibre deux fois à un même angle donné. L'angle calculé est celui entre les malléoles externes et le grand trochanter. Pour toutes les directions, l'angle initial d'inclinaison est de 5°. Si l'essai est réussi, l'angle est augmenté de 5°. Par contre, si l'essai est échoué, l'angle sera réduit de 2,5°. Il a été déterminé que le côté dominant est utilisé pour les essais sur le côté, donc Demander au sujet quel pied il utilise pour frapper un ballon.

Certains enregistrements sont requis avant de débiter, ces enregistrements doivent être faits sans utiliser le *remote trigger* :

- 5.1 Un essai sans charge, sans que le sujet soit attaché au harnais de sécurité, afin de déterminer les zéros des plateformes de force et des cellules de charge.
- 5.2 Un essai où le sujet se tient immobile, les deux pieds sur une plateforme afin de calculer son poids. Prendre en note la plateforme utilisée.
- 5.3 Entrer la donnée de poids dans le fichier LabView.
- 5.4 Le premier enregistrement de chaque direction doit être celui pour l'angle theta initial, donc le sujet se tient immobile sur les plateformes dans la direction de chute.

Placement des pieds sur les plateformes de force selon la direction :

Avant et Arrière : D'abord, un pied sur chacune des plateformes 4381 et 4382, la ligne entre celles-ci est au centre des deux pieds. Ensuite, selon la longueur du pas anticipé, les talons alignés avec l'arrière des plateformes ou les orteils alignés avec l'avant des plateformes.



Côté : Le pied de la jambe de support est centré sur les plateformes 4381 et 4382, tandis que le pied qui fait le pas est sur la plateforme 4604.

Pour tous les essais servant à déterminer le theta maximal :

- 5.5 Replacer le chariot du harnais de sécurité au-dessus du sujet.
- 5.6 Repositionner le sujet.
- 5.7 Installer le câble d'inclinaison dans le *quick-release* de la cellule de force en gardant une tension sur le câble.
- 5.8 Vous placer à l'arrière du sujet, les jambes larges et tenir le sujet par le mousqueton derrière la ceinture.
- 5.9 Incliner tranquillement le sujet à l'angle désiré.
- 5.10 Relâcher le sujet soudainement selon un délai aléatoire (automatique avec le *remote trigger*), ce qui débute l'enregistrement des données.
- 5.11 Donner 1 à 2 minutes de repos au sujet entre les essais, soit le temps nécessaire pour remettre en place l'expérimentation.
- 5.12 Vérifier que tous les marqueurs étaient visibles lors de l'essai.
- 5.13 Vérifier que le pied qui fait le pas a bien atterri sur une plateforme de force.
- 5.14 Vérifier qu'il n'y a pas *Harness Failure* à l'aide du fichier LabView.
- 5.15 Reprendre les étapes 5.5 à 5.12 lorsque l'essai a été réussi.
- 5.16 Donner une deuxième chance au même angle si le sujet n'a pas réussi à rétablir son équilibre.
- 5.17 Lorsque l'essai est échoué, donner un temps de repos de 10 à 15 minutes au sujet et lui offrir une collation.
- 5.18 Vérifier si les plateformes doivent être déplacées pour la nouvelle direction de chute.
- 5.19 Reprendre les étapes 5.4 à 5.15 pour les deux autres directions.
- 5.20 Lorsque toutes les directions ont été complétées, reprendre le linge prêté s'il y a lieu et le mettre dans le bac de linge sale.
- 5.21 Remercier le sujet et lui remettre sa compensation monétaire (Garder un reçu).

6. Instructions à chaque essai

Les instructions verbales à donner à chaque essai au sujet sont détaillées ici. Remplir la feuille de test afin de valider que toutes les instructions ont été respectées. (Annexe I) Ne pas donner d'indication sur la façon de reprendre leur équilibre. Si le sujet utilise deux pas pour reprendre son équilibre, lui demander d'essayer de le faire en un seul pas. Les instructions vérifiées à l'aide de l'ordinateur sont précédées d'un (O), tandis que les instructions vérifiées de façon visuelle sont précédées d'un (V).

- 6.1 (V) Aligner les orteils des deux pieds avec une référence connue (ex. : ligne sur le plancher).



- 6.2 (V) Se placer les jambes largeur des épaules lors du devant et de l'arrière ou coller les pieds lors du côté.
- 6.3 (O) Garder le poids équitablement distribué sur les deux pieds, sauf sur le côté où le pied intérieur va avoir plus de poids.
- 6.4 (V) Garder les talons au sol lors de l'inclinaison.
- 6.5 Il devra effectuer une rotation autour des chevilles.
- 6.6 (O) Mettre le poids dans la ceinture en gardant la tête, les jambes et le tronc en une ligne droite.
- 6.7 (V) Garder les jambes allongées sans hyper-extension dans les genoux.
- 6.8 (V) Regarder droit devant.
- 6.9 (V) Croiser les bras sur le torse.
- 6.10 (V) Demeurer détendu.
- 6.11 Demander de reprendre leur équilibre.

7. Après l'expérimentation

- 7.1 Faire une copie des enregistrements effectués sur le P:\\ et sur le U:\\.
- 7.2 Fermer tous les appareils.
- 7.3 Mettre du *Febreeze* sur le harnais utilisé.
- 7.4 Ranger le laboratoire.
- 7.5 S'il y a lieu, envoyer une copie des résultats du test d'ostéodensitométrie au sujet ou à son médecin de famille.

8. Résultats

- 8.1 Bien documenter la direction et les informations du sujet, tout en conservant le caractère confidentiel de l'expérimentation.
- 8.2 L'angle qui sera analysé est celui correspondant au dernier essai **réussi** par le sujet.
- 8.3 Vérifier que tous les paramètres sont valides.
- 8.4 Effectuer les analyses statistiques ou autres nécessaires.

ANNEXE I : VÉRIFICATION EXPÉRIMENTALE

Feuille de calibration pour la tour inclinée

| | |
|--------------------------|-------------------|
| Date : | # sujet : |
| Ordre randomisé (#) : | |
| Masse du sujet : | Taille du sujet : |
| Force max dans harnais : | |
| Côté dominant (G/D) | |

| Trial # | Description | PF4381 | | | | | PF4382 | | | | | PF4604 | | | | | PF 4606 | | | | | Harnais | Trigger | | | | | |
|---------|---------------------------|--------|----|----|----|---|--------|----|----|----|---|--------|----|----|----|----|---------|----|----|----|----|---------|---------|----|---|----|----|--|
| | | Fx | Fy | Fz | Mx | M | Mz | Fx | Fy | Fz | M | My | Mz | Fx | Fy | Fz | Mx | My | Mz | Fx | Fy | | | Fz | M | My | Mz | |
| | Vérification des systèmes | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

| Trial # | Description | Commentaires |
|---------|---------------------------|---|
| | Vérification des systèmes | |
| | Calibration sans charge | |
| | Calibration avec charge | Les pieds étaient-ils bien sur les PF 4381 et 4382? |

Feuille de contrôle expérimental pour la tour inclinée

Direction :

Personne à l'ordinateur :

| | |
|-----------------------|-----------|
| Date : | # sujet : |
| Ordre randomisé (#) : | |
| Pied dominant : | |

| Trial # | Degrés inclinaison | Déclenchement acceptable (O/N) | | | | | | Marqueurs | | Pied sur PF (O/N) | > 20% du poids dans harnais | Chute (O/N) | Valide (O/N) | Commentaires |
|---------|-----------------------|------------------------------------|----------------|-------------------|-------------------|-----------------|------------------|-----------|-----|-------------------------|-----------------------------------|----------------|-----------------|--------------|
| | | Poids réparti sur 2 pieds | Corps droit | Genoux souples | Regarde devant | Bras croisés | Sujet "relax" | GT | Mal | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |
| | | | | | | | | | | | | | | |

| |
|---|
| <p>Déclenchement acceptable : au moment du relâchement, tous les éléments doivent être O pour être acceptable et les expérimentateurs doivent être</p> <p>Chute: il y a chute si à 2 reprises lors d'un même theta</p> <ul style="list-style-type: none"> a) Déclenchement acceptable = O b) Nombre de pas > 1 c) > 20% du poids dans harnais = O d) Subjectivité des expérimentateurs <p>Valide: Laisse à la discrétion de l'analyste</p> |
|---|

ANNEXE J : CELLULE DE CHARGE À UN DEGRÉ DE LIBERTÉ

Pendant le développement de la routine pour la détermination de la fréquence de coupure selon les méthodes de la densité du spectre en puissance (DSP) et l'analyse résiduelle (AR), les signaux de la cellule de charge à un degré de liberté qui mesure le poids que le sujet met dans la ceinture pelvienne ont été analysés. La cellule de charge permet de déterminer le temps de relâchement (Figure 1). Le temps de relâchement est défini comme étant le moment où il n'y a plus de force appliquée sur la cellule de charge, donc lorsque le signal devient égal à zéro. Selon la figure 1, la nécessité de filtrer devient claire.

Avant d'analyser ces signaux, la première étape de la méthode n'avait pas été développée en détails. Cette annexe présente les difficultés rencontrées et les mesures prises pour régler les problèmes. Cette résolution de problèmes a permis d'améliorer la routine proposée et ainsi augmenter la qualité de l'article soumis. Les signaux proviennent des mêmes six participants choisis au hasard présentés dans le chapitre 3.

Pour cette cellule de charge, deux problèmes ont été rencontrés pour analyser la densité du spectre de puissance, deux pics d'antirésonances se retrouvaient à basse fréquence et du contenu fréquentiel au-delà de 200 Hz apparaissait. Ces phénomènes semblaient être dus à du repliement spectral, donc un essai enregistré au double de la fréquence d'acquisition, à 2000 Hz, a été effectué (Figure 2). Le graphique du haut dans la figure, soit celle avec la fréquence d'acquisition de 1000 Hz, est typique des autres signaux enregistrés par la cellule de charge. Prendre note que ces graphiques ont une échelle logarithmique et ne sont pas moyennés autour de zéro puisque la valeur de référence est inconnue.

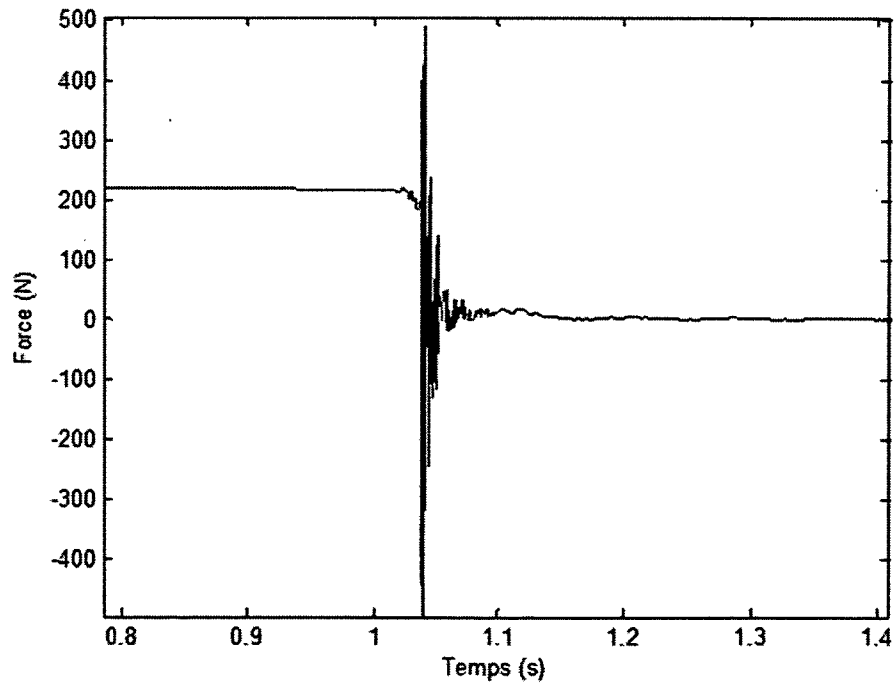
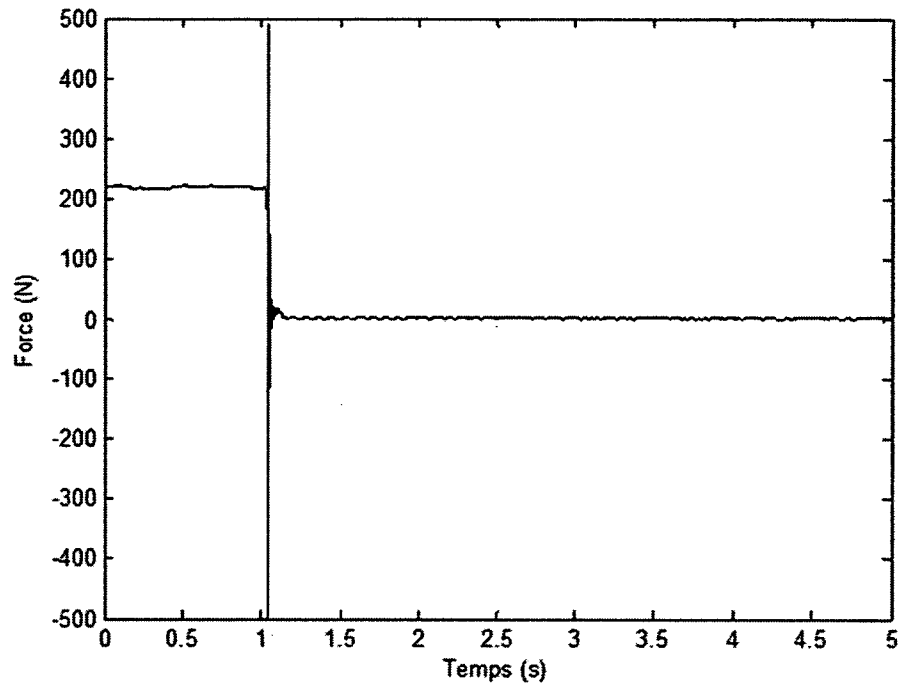


Figure 1 Signal temporel typique provenant de la cellule de charge pour un essai maximal de rétablissement de l'équilibre (haut) et un agrandissement sur la zone d'intérêt (bas).

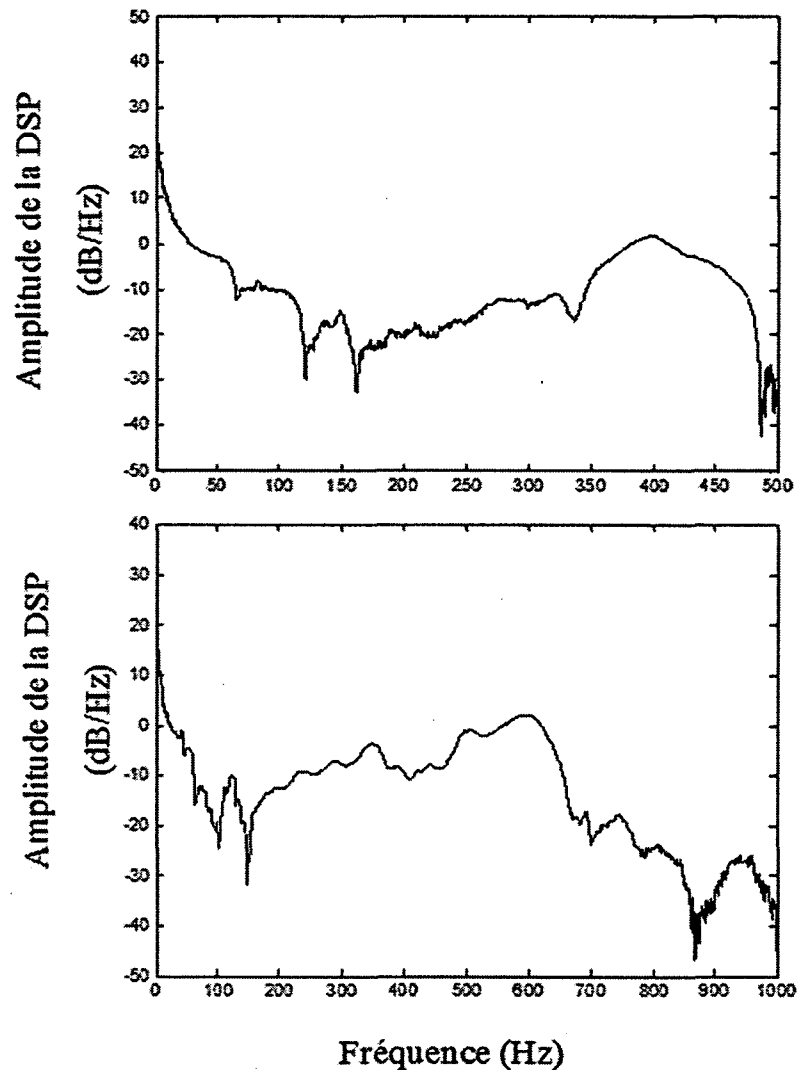


Figure 2 Graphiques de l'amplitude de la densité du spectre de puissance (en dB/Hz) pour un test de chute mesuré par la cellule de charge à une fréquence d'acquisition de 1000 Hz (haut) et 2000 Hz (en bas)

Puisque les enregistrements effectués à 1000 Hz et à 2000 Hz ne diffèrent pas et que la cellule de charge ne contient pas de filtre interne qui pourrait causer du repliement, des tests d'impact ont été effectués (Tableau 1). Ces tests ont révélé que du contenu fréquentiel associé au bruit existe jusqu'à 641 Hz. Il faut noter que ces fréquences peuvent légèrement varier d'un individu à l'autre, car la fréquence naturelle est fonction de la raideur et de la masse. Donc pour les signaux obtenus avec une fréquence d'acquisition de 1000 Hz, du repliement spectral se produit et du contenu fréquentiel s'ajoute à celui du bruit connu. De plus, certaines de ces

fréquences interagissaient pour créer deux pics d'antirésonance en basse fréquence, soit à 100 et à 150 Hz.

Tableau 1 Résultat des tests d'impact mesurés par la cellule de charge à un degré de liberté

| Appareil de mesure | Composante recevant l'impact | Fréquences naturelles (Hz) |
|---|---|----------------------------|
| Cellule de charge à un degré de liberté | Cellule de charge avec charge | 455 |
| | | 610 |
| Cellule de charge à un degré de liberté | Déclencheur (Cellule de charge sans charge) | 556 |
| | | 641 |
| Cellule de charge à un degré de liberté | Plateforme de force | 625 |
| Cellule de charge à un degré de liberté | Plancher | 417 |

Maintenant que l'origine du bruit a été découverte, il est possible d'en tenir compte pour les analyses subséquentes. De cette façon, le f_{bin} a été posé à 100 Hz, le seuil pour la densité spectrale à 5% (PSDthr) et le seuil pour l'analyse résiduelle entre 0.2 et 0.9 (ARth). Les valeurs de fréquences de coupure selon les deux méthodes ont été prises en note en plus du seuil associé. Les valeurs obtenues (N=162) ont été analysés avec SPSS. Une analyse de variance à deux facteurs a permis de déterminer qu'il n'y avait pas d'effet du type de signal (avant, à et après le maximum) sur la provenance de la fréquence de coupure ($p=0.165$). Par contre, le groupe d'âge a un effet ($p=0.001$), et une interaction ($p<0.001$), avec la provenance de la fréquence de coupure, tel qu'attendu. La direction a également un effet ($p=0.014$) et une interaction ($p=0.013$) sur la provenance de la fréquence de coupure. Pour ces trois analyses, une différence existait entre la fréquence de coupure obtenue par la densité du spectre en puissance et par l'analyse résiduelle (tous les trois $p<0.001$). La dispersion des résultats démontrait que l'analyse résiduelle est plus stable tandis que la densité du spectre de puissance a plus de variabilité. Ce résultat était également attendu puisque c'était le cas pour l'analyse avec les plateformes de force (chapitre 3). La fréquence de coupure pour le pire cas, donc pour les jeunes vers l'avant, ont été obtenues pour la densité du spectre de puissance (54.7 ± 13.3) et l'analyse résiduelle (61.5 ± 15.4).

La prochaine étape était de décider quelles fréquences de coupure utiliser pour filtrer les signaux de la cellule de charge. Ici, le jugement de l'utilisateur doit être utilisé. Ce qui serait

intéressant de vérifier, c'est la valeur moyenne de chaque méthode et la valeur correspondant à la moyenne plus un écart type. Puisque la valeur moyenne de la DSP plus un écart type approximait la valeur moyenne de l'analyse résiduelle, elle n'a pas été retenue. Les signaux de la cellule de charge ont donc été filtrés à l'aide de la moyenne de la DSP (55 Hz), la moyenne de l'AR (61 Hz), la moyenne plus un écart type pour l'AR (76 Hz) et à 40 Hz puisque tous les signaux dans le laboratoire étaient précédemment filtrés à cette valeur. Le filtrage a été effectué à l'aide d'un filtre Butterworth de 2^e et de 4^e ordre passé deux fois pour éliminer le décalage de phase. La Figure 3 présente un exemple du signal temporel filtré à 40 Hz.

Pour évaluer l'effet de la fréquence de coupure sur le signal, le temps initial (TI) de relâchement et le temps de relâchement (LR) ont été trouvés pour les 164 signaux (Figure 4). Le temps initial se définit par le moment où la force dans la cellule de charge commence à diminuer et le temps de relâchement se définit par le moment où la force devient zéro après le filtrage.

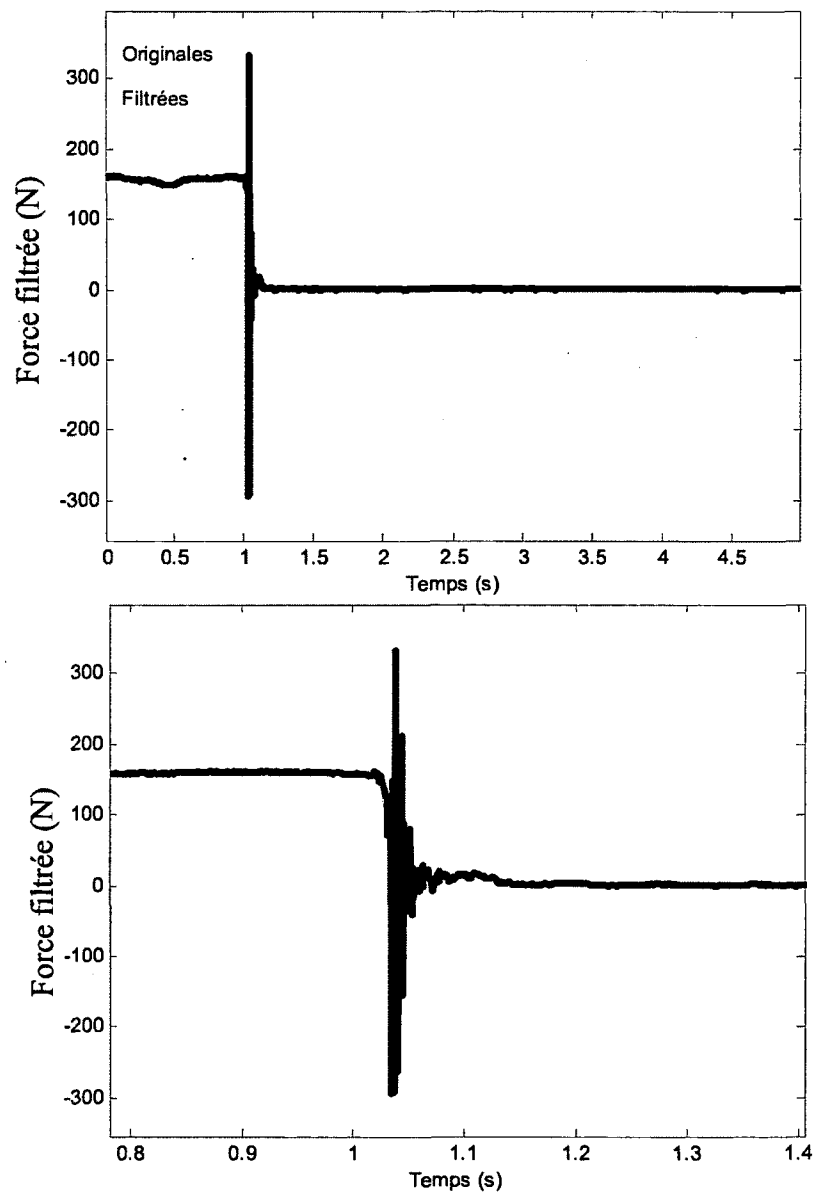


Figure 3 Signal temporel non filtré et filtré à 40 Hz (haut) de la cellule de charge lors d'un essai à l'angle maximal de rétablissement de l'équilibre et l'agrandissement de la zone d'intérêt (bas)

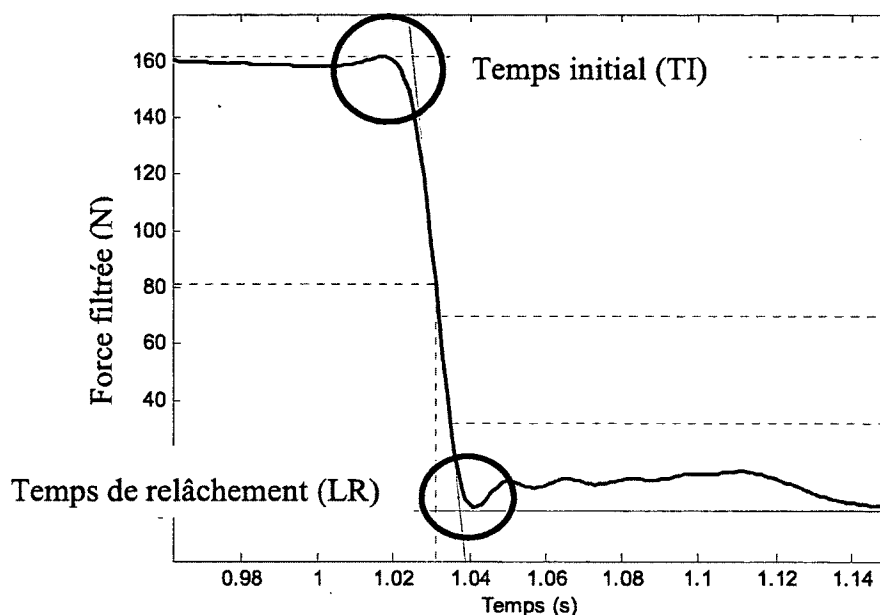


Figure 4 Exemple d'un signal filtré typique de la cellule de charge avec le temps initial (TI) et le temps de relâchement (LR) illustrés

Plusieurs facteurs entrent en ligne de compte, il y a la fréquence de coupure (40 Hz, 55 Hz, 61 Hz, et 76 Hz), l'ordre du filtre (2^e ou 4^e ordre), la progression de l'essai (avant l'angle maximal d'inclinaison, à celui-ci ou après celui-ci), la direction (avant, côté ou arrière) et le groupe d'âge (jeunes, mi-âgés ou âgés). Puisque des ANOVA multivariés sont difficiles à analyser, les analyses de variances ont été effectuées par étape pour chaque mesure en essayant de ne pas avoir plus de 3 facteurs à la fois. D'abord, une ANOVA à 3 facteurs comparant la fréquence de coupure, la direction et le type d'essai pour chaque ordre de filtre a été effectuée. Puisque la direction et ses interactions n'étaient pas significatifs pour les deux ordres, la direction a été écartée des futures analyses. Ensuite, une analyse à 3 facteurs pour la fréquence de coupure, l'ordre du filtre et la progression de l'essai a été conduite. Puisque l'ordre du filtre et ses interactions n'étaient pas significatives, ce facteur a été éliminé des prochaines analyses. Cela a mené à une analyse à 3 facteurs entre la fréquence, la progression de l'essai et l'âge Ici autant l'âge que la progression de l'essai sont significatifs pour les deux mesures (TI et LR). Puisque la cellule de charge mesure la charge dans la ceinture pelvienne, les essais avant l'angle d'inclinaison maximal ont été exclus. Lors de ces essais, parfois les sujets avaient de la difficulté à mettre leur poids dans la ceinture et cela pourrait expliquer la différence mesurée dans les signaux.

Donc, une nouvelle analyse à 3 facteurs avec la fréquence de coupure, la progression de l'essai et l'âge ont été effectués (N=145). La progression de l'essai et son interaction n'étaient plus significatives, donc ce facteur a été écarté. La dernière analyse a donc été effectuée sur la fréquence avec l'âge en covariable et avec une correction de Bonferroni (Tableau 2).

Malgré que les différences soient significatives, elles sont tellement faibles qu'elles ne sont pas pertinentes. Il reste donc à décider quelle fréquence devrait être utilisée pour filtrer les futurs signaux provenant de la cellule de charge. Puisque les signaux provenant des plateformes de forces seront filtrés à 55 Hz, il serait plus simple et pratique de filtrer la cellule de charge à cette même fréquence. De plus, puisque la fréquence de coupure de 40 Hz n'affecte pas les résultats, les données obtenues précédemment et utilisées dans le présent projet de mémoire sont valides.

Tableau 2 Effet de la fréquence de coupure sur le temps initial et le temps de relâchement du signal de la cellule de charge (moyenne±écart type). Les p-values significatifs sont en gras.

| Fréquences (Hz) | Nombre de signaux | Temps initial (s) | Temps de relâchement (s) |
|------------------|-------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| 40 | 145 | 1.048±0.048 | 1.062±0.048 |
| 55 | 145 | 1.050±0.048 | 1.060±0.048 |
| 61 | 145 | 1.050±0.048 | 1.060±0.048 |
| 76 | 145 | 1.051±0.048 | 1.059±0.048 |
| p-value | | 0.000 | 0.000 |
| Différence 40-55 | | -0.002±0.000 ≤0.001 | 0.002±0.000 ≤0.001 |
| Différence 40-61 | | -0.003±0.000 ≤0.001 | 0.002±0.000 ≤0.001 |
| Différence 40-76 | | -0.004±0.000 ≤0.001 | 0.003±0.000 ≤0.001 |
| Différence 55-61 | | -0.000±0.000 ≤0.001 | -0.000±0.000 ≤0.001 |
| Différence 55-76 | | -0.001±0.000 ≤0.001 | 0.001±0.000 ≤0.001 |
| Différence 61-76 | | -0.001±0.000 ≤0.001 | 0.001±0.000 ≤0.001 |

ANNEXE K : CODES MATLAB

Code pour le calcul des paramètres suite à l'expérience du rétablissement de l'équilibre

```
%% Le Programme fait rouler toutes les routines pour convertir les données
%% des fichiers .nov et .n3d en données de forces, moments et de position.
%% Fait afficher les graphiques et calcule tous les paramètres pour les 3
%% directions.
```

```
function [Data,Data2] = ParachutePSD(TMV, TMC,FcV,FcC)
% TMV et TMC sont les numéros d'essais maximal de rétablissement de
% l'équilibre pour les données de voltage et de caméras respectivement.
% FcV et FcC sont les fréquences de coupure pour les données cinétiques et
% cinématiques respectivement.
```

```
close all
```

```
%% Initialisation des variables
```

```
g      = 9.81 ; % Accélération Gravitationnelle (m/s^2)
FD     = 90  ; % Numéro du frame de départ pour affichage des marqueurs
FF     = 400 ; % Numéro du frame de fin pour affichage des marqueurs
MGTD   = 1   ; % Numéro du marqueur qui correspond au Grand Trochanter
Droit
MMED   = 5   ; % Numéro du marqueur qui correspond a la Malléole Externe
Droite
MAcrD  = 9   ; % Numéro du marqueur qui correspond a l'acromion Droit
MGTG   = 13  ; % Numéro du marqueur qui correspond au Grand Trochanter
Gauche
MMEG   = 17  ; % Numéro du marqueur qui correspond a la Malléole Externe
Gauche
MAcrG  = 21  ; % Numéro du marqueur qui correspond a l'acromion Gauche
FTMI   = 1   ; % Frame pour le calcul de Theta Max Initial
FTMF   = 99  ; % Frame pour le calcul de Theta Max Final
```

```
% Variables à changer par l'utilisateur selon le sujet
```

```
Dir    = 'S' ; % Direction de l'essai F-avant, S-côté, B-arrière
Stepleg = 'D' ; % Jambe qui fait le pas D pour droite et G pour gauche
Cross  = 0   ; % Indiquer s'il y a (1) ou non (0) présence d'un crossover
lors d'un essai de côté
PFFPA  = 1   ; % Spécifier la PF que le pied atterri pour l'avant et
l'arrière
```

```
if (Stepleg == 'D' & Dir == 'F') | (Stepleg == 'G' & Dir == 'B')
    PFFPD = 2
    PFST  = 3
elseif (Stepleg == 'D' & Dir == 'B') | (Stepleg == 'G' & Dir == 'F')
    PFFPD = 3
    PFST  = 2
end
```

```
if Stepleg == 'G'
```

```

        MMal = 17 ;
        MHan = 13 ;
else
        MMal = 5 ;
        MHan = 1 ;
end

% Faire afficher les graphiques de filtrage et d'interpolation des PF et
% des marqueurs
Aff = 0 ;

%% Initialisation des matrices

Serie = [4606 4382 4381 4272 4604] ; % Matrice des num. série
des PF et Harnais
Gain = [1000 1000 1000 1000 2000] ; % Matrice des gains
associés au num série
Canaux = [1:6 ; 7:12 ; 13:18 ; 19:24 ; 27:32] ; % Matrice des numéros de
canaux associés aux num série des PF

%% Nom de fichiers
% Changer le numéro du sujet et le numéro de l'essai selon la direction
TIC = './Sujets\S10-2\S10-2_028.n3d' ; % Nom du fichier pour
calculer l'angle d'inclinaison initial
SC = './Sujets\S10-2\S10-2_001_Odau_1.nov' ; % Nom du fichier lors de
l'essai sans charge
AC = './Sujets\S10-2\S10-2_002_Odau_1.nov' ; % Nom du fichier lors de
l'essai pour calculer la masse

%% Noms des plateformes

Noms = ['Plateforme de force 4606' ; 'Plateforme de force 4382' ;...
'Plateforme de force 4381' ; 'Plateforme de force 4272' ; 'Plateforme de
force 4604'] ;

%% Trouver les zéros avec l'essai sans charge

[FrequenceZ, DureeZ, TempsZ, DonneesZ] = CLecture5(SC, 1);

% Faire afficher les graphiques des zéros des PF
for i = 1 : 5
    if Aff == 1
        plot(DonneesZ(:,Canaux(i,:)));
        title(Noms(i,:))
        legend('Fx','Fy','Fz','Mx','My','Mz')
        pause
    end
    ZerosPF(i,:) = mean(DonneesZ(:,Canaux(i,:)));
end
ZerosPF
close all

%Pour la cellule de charge 1D
Zero1D = mean(DonneesZ(:,26)) ;

```

```

ZerolD2 = mean(DonneesZ(:,25)) ;

%% Trouver la masse avec l'essai avec charge

Sommmation = zeros(5000,1) ; % Pour les enregistrements de 5s
% Sommmation = zeros(3000,1) ; % Pour les enregistrements de 3s

[FrequenceM, DureeM, TempsM, DonneesM] = CLecture5(AC, 1);

for i = 2 : 3
    [DonneesOut, Origine] = CForce4(TempsM, DonneesM(:,Canaux(i,:)),...
        Serie(i), Gain(i), ZerosPF(i,:),1, Aff, Noms(i,:));
    Sommmation = Sommmation + DonneesOut(:,3);
    if Aff == 1
        pause
    end
end

Poids = mean(Sommmation) % En Newton
Masse = Poids / g % En kg
HarnessFail = 20/100*Poids % En N
close all

%% Trouver les données de force et moments avec le Theta Max

[FrequenceFV, DureeFV, TempsFV, DonneesFV] = CLecture5(TMV, 1);

for k = 1 : 5
    [ForceF, OrigineF] = CForce4(TempsFV, DonneesFV(:,Canaux(k,:)),...
        Serie(k), Gain(k), ZerosPF(k,:),1, Aff, Noms(k,:));
    for j = 1 : 6
        [ForceFFiltre(:,j,k), Accept] = CFiltrage3(TempsFV,ForceF(:,j),...
            FrequenceFV, FcV, Aff, Noms(k,:));
    end
end

% Sommmation des deux plateformes de force pour la direction de côté
ForceFFiltre(:,3,6) = ForceFFiltre(:,3,2) + ForceFFiltre(:,3,3) ;
if Dir == 'S' & Cross == 0
    PFST = 6
    PFPD = 5
elseif Dir == 'S' & Cross == 1
    PFST = 5
    PFPD = 6
end

% Convertir les données de la cellule de charge 1D en force
ForcelD = 87.487*((DonneesFV(:,26)-ZerolD)+0.004) ;
ForcelD2 = 87.487*((DonneesFV(:,25)-ZerolD2)+0.004) ;

% Filtrer le signal de relâchement du solénoïde
close all
[ForcelDF,Accept] =
CFiltrage3(TempsFV,ForcelD,FrequenceFV,FcV,Aff,'Solénoïde') ;
if Aff == 1

```

```

    pause
end

%% Trouver le minimum pour le frame du Lean Release
figure
[dump, TLR, dump, dump, dump] = CTempsIF5(TempsFV, ForcelDF, Aff, 'TempsLR')
;
if Aff == 1
    pause
end
pause
FrameLR = round(TLR*FrequenceFV)+1

% % Trouver le frame de relâchement avec le canal du solénoïde SI jamais la
% % cellule de charge 1D ne fonctionne pas.
%
% initiation = DonneesFV(1,25);
% verif = 1 ;
% for i = 2:1150
%     if DonneesFV(i,25)> 2 & verif==1
%         position = i ;
%         initiation = DonneesFV(i,25);
%         verif = 0 ;
%     end
% end
% initiation ;
% position ;
% LR = position+29 ; % si on veut vérifier que le frame donné par la cellule
%de charge 1D et le signal du canal du solénoïde donnent la même chose.

%% Calcul de la force moyenne sous chacun des pieds 100 frames avant le
%% relâchement du solénoïde.

Fin      = FrameLR      ;
Debut    = Fin - 100    ;

% Calcul des moyennes
Moyenne_PF2 = mean(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,2)) ;
Moyenne_PF3 = mean(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,3)) ;
Moyenne_PF5 = mean(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,5)) ;
Moyenne_PF6 = mean(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,6)) ;

% Calcul des écart types
ET_PF2 = std(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,2)) ;
ET_PF3 = std(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,3)) ;
ET_PF5 = std(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,5)) ;
ET_PF6 = std(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,6)) ;

% Calcul des maximums et des minimums
Max_PF2 = max(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,2)) ;
Min_PF2 = min(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,2)) ;
Max_PF3 = max(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,3)) ;
Min_PF3 = min(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,3)) ;
Max_PF5 = max(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,5)) ;
Min_PF5 = min(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,5)) ;
Max_PF6 = max(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,6)) ;

```

```

Min_PF6 = min(ForceFFiltre(Debut:Fin,3,6)) ;

% Calcul des ratios
Total_PF2_3 = Moyenne_PF2 + Moyenne_PF3 ;
Total_PF5_6 = Moyenne_PF5 + Moyenne_PF6 ;
R_PF2 = Moyenne_PF2/Total_PF2_3 * 100 ;
R_PF3 = 100 - R_PF2 ;
R_PF5 = Moyenne_PF5/Total_PF5_6 * 100 ;
R_PF6 = 100 - R_PF5 ;

% Affichage des résultats
if (Stepleg == 'D' && Dir == 'F') || (Stepleg == 'G' && Dir == 'B')
    P_SL = R_PF2 ;
    P_STL = R_PF3 ;
    Moy_SL = Moyenne_PF2 ;
    Moy_STL = Moyenne_PF3 ;
    ET_SL = ET_PF2 ;
    ET_STL = ET_PF3 ;
    Max_SL = Max_PF2 ;
    Max_STL = Max_PF3 ;
    Min_SL = Min_PF2 ;
    Min_STL = Min_PF3 ;
elseif (Stepleg == 'D' && Dir == 'B') || (Stepleg == 'G' && Dir == 'F')
    P_SL = R_PF3 ;
    P_STL = R_PF2 ;
    Moy_SL = Moyenne_PF3 ;
    Moy_STL = Moyenne_PF2 ;
    ET_SL = ET_PF3 ;
    ET_STL = ET_PF2 ;
    Max_SL = Max_PF3 ;
    Max_STL = Max_PF2 ;
    Min_SL = Min_PF3 ;
    Min_STL = Min_PF2 ;
else (Stepleg == 'S');
    P_SL = R_PF5 ;
    P_STL = R_PF6 ;
    Moy_SL = Moyenne_PF5 ;
    Moy_STL = Moyenne_PF6 ;
    ET_SL = ET_PF5 ;
    ET_STL = ET_PF6 ;
    Max_SL = Max_PF5 ;
    Max_STL = Max_PF6 ;
    Min_SL = Min_PF5 ;
    Min_STL = Min_PF6 ;
end

%% Affichage des graphiques pour les forces Forward
% Graphique de la force Fz sur le Harnais (4272) et du Harness Failure

plot(TempsFV, ForceFFiltre(:,3,4),'-b', TempsFV, -HarnessFail,'-k')
title(['Fz Harnais vs Harness Failure'])
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Force (N)');
pause

```

```

VerificationF = abs(min(ForceFFiltre(:,3,4)))/HarnessFail ; %
Vérification de l'essai pour savoir s'il est réussi (<1)
ForceMaxHarnais = abs(min(ForceFFiltre(:,3,4))) % Force
maximale dans le harnais

if VerificationF>1
    disp('FORCE MAXIMALE DANS LE HARNAIS ATTEINTE')
    VerificationF
else
    disp('FORCE DANS LE HARNAIS ACCEPTABLE')
end

%% Trouver les données de position avec le Theta Max

[FrequenceFC, DureeFC, TempsFC, DonneesFC] = CLecture5(TMC,1);

% DonneesFC(:,2,:) = 0 ;

for k = 1 : 24
    [PositionF, Accept, InterPol, PDTemps] = CInterPol5(TempsFC,...
    DonneesFC(:,k,:), Aff, num2str(k)); % Avec Accept
    for j = 1 : 3
        [PositionFFiltre(:,j,k), Accept] = CFiltrage3(TempsFC,...
        PositionF(:,j),FrequenceFC, FcC, Aff, ['Marqueur' num2str(k)]);
    end
end
close all

%% Trouver l'angle initial d'inclinaison
% Lire le fichier avec l'essai d'inclinaison initiale pour la direction

[FrequenceTIC, DureeTIC, TempsTIC, DonneesTIC] = CLecture5(TIC,1);

% Interpolation et filtrage des marqueurs pour le theta initial
for k = 1 : 24
    [PositionTIC,Accept] = CInterPol5(TempsTIC, DonneesTIC(:,k,:),0,['THETA
INITIAL' num2str(k)]);
    for j = 1 : 3
        [PositionTICFiltre(:,j,k), Accept] = CFiltrage3(TempsTIC,
PositionTIC(:,j),...
        FrequenceTIC, FcC, 0, ['THETA INITIAL Marqueur' num2str(k)]);
    end
end

%% Affichage des marqueurs pour l'essai initial

close all
for i = FD
    for k = 1:24
        figure(1)
        plot(PositionTICFiltre(i,2,k),PositionTICFiltre(i,3,k),'bs',...
        'MarkerFaceColor','b') % Graphique des marqueurs selon le plan
y-z
        title(['Marqueurs lors Theta initial'])
    end
end

```

```

        xlabel('Position selon y positif');
        ylabel('Position selon z positif');
        axis([0 2 0 2]);
        axis equal
        hold on
    end
    hold off
    %pause
end

%% Calcul de l'angle Theta Initial

% Calcul de la position de la malléole externe
PosmalyI = (PositionTICfiltre([FTMI:FTMF],2,MMEG) + ...
    PositionTICfiltre([FTMI:FTMF],2,MMED))/2 ; % Vecteur de position en y
de la malléole externe gauche et droite
MoyennemalyI = mean(PosmalyI) ; % Moyenne de la position
en y de la malléole externe selon gauche, droite
PosmalzI = (PositionTICfiltre([FTMI:FTMF],3,MMEG) + ...
    PositionTICfiltre([FTMI:FTMF],3,MMED))/2 ; % Vecteur de position en z
de la mal. ext. g et d
MoyennemalzI = mean(PosmalzI) ; % Moyenne de la position
en z de la mal. ext. g et d

% Calcul de la position du grand trochanter
PosgtyI = (PositionTICfiltre ([FTMI:FTMF],2,MGTG) + ...
    PositionTICfiltre([FTMI:FTMF],2,MGTD))/2 ; % Vecteur de position en y
du Grand Trochanter gauche et droit
MoyennegtyI = mean(PosgtyI) ; % Moyenne de la position en
y du GT gauche et droit
PosgtzI = (PositionTICfiltre ([FTMI:FTMF],3,MGTG) + ...
    PositionTICfiltre([FTMI:FTMF],3,MGTD))/2 ; % Vecteur de position en z
du GT g et d
Moyennegtzi = mean(Posgtzi) ; % Moyenne de la position en
z du GT g et d

% Calcul de la position de l'acromion
PosacryI = (PositionTICfiltre ([FTMI:FTMF],2,MAcrG) + ...
    PositionTICfiltre([FTMI:FTMF],2,MAcrD))/2 ; % Vecteur de position en y
de l'acromion gauche et droit
MoyenneacryI = mean(PosacryI) ; % Moyenne de la position
en y de l'acromion gauche et droit
Posacrzi = (PositionTICfiltre ([FTMI:FTMF],3,MAcrG) + ...
    PositionTICfiltre([FTMI:FTMF],3,MAcrD))/2 ; % Vecteur de position en z
de l'acromion g et d
Moyenneacrzi = mean(Posacrzi) ; % Moyenne de la position
en z de l'acromion g et d

hold on
plot(MoyennemalyI,MoyennemalzI,'rs','MarkerFaceColor','r')
plot(MoyennegtyI,Moyennegtzi,'ks','MarkerFaceColor','k')
plot(MoyenneacryI,Moyenneacrzi,'gs','MarkerFaceColor','g')
hold off

longyI = MoyennegtyI - MoyennemalyI ; % Distance en y entre les marqueurs
du GT et de la mal ext

```

```

hautzI = Moyennegtzi - MoyennemalzI ; % Distance en z
TIR    = atan(longyI/hautzI)        ; % Angle en radians
TIn    = (TIR*180/pi)               % Angle Initial en degres

pause
close all

%% Affichage des marqueurs pour l'essai max Forward ("Animation")

for i = FD:FD
    for k = 1:24
        figure(2)
        plot(PositionFFiltre(i,2,k),PositionFFiltre(i,3,k),'bs',...
            'MarkerFaceColor','b') % Graphique des marqueurs selon le plan
y-z
        title(['Marqueurs lors essai max'])
        xlabel('Position selon y positif');
        ylabel('Position selon z positif');
        axis([0 2 0 2]);
        axis equal
        hold on
    end
    hold off
    %pause
end

%% Calcul de l'angle Theta Max

% Calcul de la position de la malléole externe
PosmalyF = (PositionFFiltre([FTMI:FTMF],2,MMEG) + ...
    PositionFFiltre([FTMI:FTMF],2,MMED))/2 ; % Vecteur de position en y
de la malléole externe gauche et droite
MoyennemalyF = mean(PosmalyF) ; % Moyenne de la position en
y de la malléole externe selon gauche, droite
PosmalzF = (PositionFFiltre([FTMI:FTMF],3,MMEG) + ...
    PositionFFiltre([FTMI:FTMF],3,MMED))/2 ; % Vecteur de position en z
de la mal. ext. g et d
MoyennemalzF = mean(PosmalzF) ; % Moyenne de la position en
z de la mal. ext. g et d

% Calcul de la position du grand trochanter
PosgtyF = (PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],2,MGTG) + ...
    PositionFFiltre([FTMI:FTMF],2,MGTD))/2 ; % Vecteur de position en y du
Grand Trochanter gauche et droit
MoyennegtyF = mean(PosgtyF) ; % Moyenne de la position en y
du GT gauche et droit
PosgtzF = (PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],3,MGTG) + ...
    PositionFFiltre([FTMI:FTMF],3,MGTD))/2 ; % Vecteur de position en z du
GT g et d
Moyennegtzf = mean(Posgtzf) ; % Moyenne de la position en z
du GT g et d

% Calcul de la position de l'acromion
PosacryF = (PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],2,MAcrG) + ...
    PositionFFiltre([FTMI:FTMF],2,MAcrD))/2 ; % Vecteur de position en y
de l'acromion gauche et droit

```



```

MoyenneacryF = mean(PosacryF) ; % Moyenne de la position en
y de l'acromion gauche et droit
PosacrzF = (PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],3,MAcrG) + ...
PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],3,MAcrD))/2 ; % Vecteur de position en z
de l'acromion g et d
MoyenneacrzF = mean(PosacrzF) ; % Moyenne de la position en
z de l'acromion g et d

```

```

hold on
plot (MoyennemalyF,MoyennemalzF,'rs','MarkerFaceColor','r')
plot (MoyennegtyF,MoyennegtzF,'ks','MarkerFaceColor','k')
plot (MoyenneacryF,MoyenneacrzF,'gs','MarkerFaceColor','g')
hold off

```

```

longyF = MoyennegtyF - MoyennemalyF ; % Distance en y entre les marqueurs
du GT et de la mal ext
hautzF = MoyennegtzF - MoyennemalzF ; % Distance en z
TMaxFR = atan(longyF/hautzF) ; % Angle en radians
TMaxdeg = (TMaxFR*180/pi) ; % Angle max en degrés

```

```

% Calcul pour S9-4 puisqu'il manque MGTG
% PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],2,MGTD)
% PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],3,MGTD)
%
% longyF = mean(PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],2,MGTD)) -
mean(PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],2,MMED)) % Distance en y entre les
marqueurs du GT et de la mal ext
% hautzF = mean(PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],3,MGTD)) -
mean(PositionFFiltre ([FTMI:FTMF],3,MMED)) % Distance en z
% TMaxFR = atan(longyF/hautzF) ; % Angle en radians
% TMaxdeg = (TMaxFR*180/pi) ; % Angle max en degrés

```

```

TMax = TMaxdeg - TIn

```

```

%% Calculs pour vérifier l'angle Theta Max trouvé
% Calcul de la malléole externe à l'acromion
longmayF = MoyenneacryF - MoyennemalyF ; % Distance en y entre les
marqueurs de la mal ext et de l'acromion
hautmazF = MoyenneacrzF - MoyennemalzF ; % Distance en z
TMaxmaR = atan(longmayF/hautmazF) ; % Angle en radians
TMaxmadeg = (TMaxmaR*180/pi) ; % Angle Theta Max en degres
TMaxma = TMaxmadeg - TIn ;

```

```

% Calcul du GT à l'acromion
longgtayF = MoyenneacryF - MoyennegtyF ; % Distance en y entre les
marqueurs du grand trochanter et de l'acromion
hautgtazF = MoyenneacrzF - MoyennegtzF ; % Distance en z
TMaxgtaR = atan(longgtayF/hautgtazF) ; % Angle en radians
TMaxgtadeg = TMaxgtaR*180/pi ; % Angle Theta Max en degres
TMaxgta = TMaxgtadeg - TIn ;

```

```

% Vérification que la différence ne dépasse pas 5 deg.
Diff = [abs(TMax-TMaxma),abs(TMax-TMaxgta),abs(TMaxma-TMaxgta)] ;

```

```

if Diff(1)>5|Diff(2)>5|Diff(3)>5

```

```

disp('ATTENTION DIFFÉRENCE DANGLE > QUE 5 DEGRÉS')
disp('Diff = [Tmax/mal-acr      Tmax/gt-acr      mal-acr/gt-acr]')
Diff
else
disp('DIFFÉRENCE DANGLE OK')
end

pause
close all

%% Calcul du frame de décollage de l'orteil du pied qui fait le pas

% Trouve le frame de DO entre 1 et 3500 pour éviter que si le sujet remet
% le pied sur la PF en fin d'enregistrement, il ne prends pas
% en compte le "nouveau" max atteint

[dump, TDO, TExtDO, dump, TMEDO] = CTempsIF5(TempsFV(1100:1600),...
ForceFFiltre(1100:1600,3,PFPPD), 1, 'Décollage des orteils') ;
FrameTDO = round(TDO*FrequenceFV)+1
pause

%% Calcul du frame d'atterrissage du talon du pied qui fait le pas

[TIT, dump, TExtIT, TMEIT, dump] = CTempsIF5(TempsFV(1:1800),...
ForceFFiltre(1:1800,3,PFPA), 1, 'Impact du talon') ;

% if Aff == 1
% pause
% end
FrameTIT = round(TIT*FrequenceFV)+1
pause
%% Calcul du temps de réaction (RT), du temps de transfert du poids (WTT)
%% et du temps du pas (ST)

[valminOR,FrameOR] = min(ForceFFiltre(1:1150,3,PFPPD)) ;
FrameOR

[OR RT WTT ST] = RTInclinaisonEve(TempsFV, FrameLR,
ForceFFiltre(:,3,PFPPD),...
ForceFFiltre(:,3,PFST), FrameTDO, FrameTIT, FrequenceFV, FrameOR)

% Choix des paramètres pour le OR, RT, WTT (abs. min-derivée)
diffstepOR      = abs(OR(2)-OR(4)) ;
diffstanceOR    = abs(OR(3)-OR(5)) ;
diffstepRT      = abs(RT(2)-RT(4)) ;
diffstanceRT    = abs(RT(3)-RT(5)) ;
diffstepWTT     = abs(WTT(2)-WTT(4)) ;
diffstanceWTT   = abs(WTT(3)-WTT(5)) ;
disp('Diff = [StepOR StanceOR StepRT Stance RT StepWTT Stance WTT]')
Diff = [diffstepOR diffstanceOR diffstepRT diffstanceRT diffstepWTT
diffstanceWTT]

% On garde la méthode de la double dérivée pour les paramètres
ORStep      = OR(3) ;
ORStance    = OR(5) ;

```

```

RTStep      = RT(3) ;
RTStance    = RT(5) ;
WTTStep     = WTT(3) ;
WTTStance   = WTT(5) ;

```

```

%On garde les valeurs du minimum si la valeur de la double dérivée est
%avant la valeur minimum

```

```

if OR(3)<OR(2)
    ORStep      = OR(2) ;
    ORStance    = OR(4) ;
    RTStep      = RT(2) ;
    RTStance    = RT(4) ;
    WTTStep     = WTT(2) ;
    WTTStance   = WTT(4) ;
    disp('Les résultats de la méthode du minimum sont conservés')
else
    disp('Les résultats de la méthode de la double dérivée sont conservés')
end

```

```

pause

```

```

close all

```

```

%% Calculs de la géométrie du pas (Response initiation):

```

```

%% longueur du pas, hauteur du pas et largeur du pas (SL, SH, SW)

```

```

% Interpolation des données de marqueur pour avoir la même fréquence que
% les données de plateformes

```

```

for i = 1:3
    for j = 1:24
        [NewPosition(:,i,j)] = interp1(TempsFC, PositionFFiltre(:,i,j),...
            TempsFV, 'spline');
    end
end

```

```

Hauteur = NewPosition(FrameTDO:FrameTIT,3,MMal) ;

```

```

FrameTotal = size(NewPosition,1) ; % Le nombre de frames total

```

```

FrameTDOTIT = size(Hauteur,1) ; % Le nombre de frames entre DO et IT.

```

```

MaxHaut = max(Hauteur) ;

```

```

[Dimensions] = NewPosition(FrameTIT,:,MMal) - NewPosition(FrameTDO,:,MMal) ;

```

```

SL = Dimensions(2) ;

```

```

SW = Dimensions(1) ;

```

```

SH = MaxHaut - NewPosition(FrameTIT,3,MMal) ;

```

```

if (Stepleg == 'G' & Dir == 'F') | (Stepleg == 'D' & Dir == 'S' & Cross ==
0) | ...

```

```

    (Stepleg == 'D' & Dir == 'B') | (Stepleg == 'G' & Dir == 'S' & Cross ==
1)

```

```

    SW = -SW ;

```

```

end

```

```

%% Calculs de la vitesse moyenne et maximale du pas

```

```

SVMGeo = SL/(ST/1000) ; % en m/s

```

```

dtV = 1/FrequenceFV ;

```

```

VMMal(2:FrameTotal-1) = (NewPosition(3:FrameTotal,2,MMal) -
NewPosition(1:FrameTotal-2,2,MMal))/(2*dtV) ;
VMMal([1 FrameTotal]) = [VMMal(2) VMMal(FrameTotal-1)] ;
SVMPos = mean(VMMal(FrameTDO:FrameTIT)) ;
SVmin = min(VMMal(FrameTDO:FrameTIT)) ;
SVmax = max(VMMal) ;

% plot(TempsFV,VMMal)
% pause
close all

%% Graphique de la force Fz de la PF du pied qui décolle et de la PF du
%% pied qui atterri

xLR = [FrameLR/1000 FrameLR/1000] ;
yLR = [-200 1500] ;
xOR = [ORStep/1000 ORStep/1000] ;
xDO = [FrameTDO/1000 FrameTDO/1000] ;
xIT = [FrameTIT/1000 FrameTIT/1000] ;
xST = [ORStance/1000 ORStance/1000] ;

plot(TempsFV, ForceFFiltre(:,3,PFPD),'-b','LineWidth',2)
hold on
plot(TempsFV, ForceFFiltre(:,3,PFPD),'-g','LineWidth',2)
plot(TempsFV, ForceFFiltre(:,3,PFST),'-r','LineWidth',2)
legend('PF Pied Décolle','PF Pied Atterri','PF
Stance','Location','NorthWest') ;
plot(xLR,yLR,'-k')
plot(xOR,yLR,'-k')
plot(xDO,yLR,'-k')
plot(xIT,yLR,'-k')
plot(xST,yLR,'-r')
hold off
title(['Fz Pied qui décolle et pied atterri'])
xlabel('Temps (s)');
ylabel('Force (N)');
axis([0 2.5 -100 1200])
pause

%% Faire sortir les paramètres importants

disp('Data = [Poids TIn TMax ORStep/1000 RTStep WTTStep ST SW SL SH SVMGeo
SVmax %Step %Stance]')
Data = [Poids TIn TMax ORStep/1000 RTStep WTTStep ST SW SL SH SVMGeo SVmax]
;
Data2 = [P_SL P_STL Moy_SL ET_SL Max_SL Min_SL Moy_STL ET_STL Max_STL
Min_STL] ;

```

Code pour l'algorithme de détermination de la fréquence de coupure appropriée proposée

```
% FCOUPURE      Détermination de la fréquence de coupure
%              pour un signal de force ou de cameras.
%
% Créé par:     Evelyne Carbonneau      Date:
% Modifié par: Cécile Smeesters       Date:
%
% INPUTS:
%   Frequence   Fréquence (Hz) d'acquisition de la donnée ( 1 x 1 )
%   Temps       Temps (s) d'acquisition de la donnée ( Frequence * Duree x 1
%              )
%   Donnees     Données de voltage (V) obtenues à l'aide de plateformes,
%              cellules de charge, électrodes électromyographiques, etc...(
%              Frequence * Duree x 1)
%
% OUTPUTS:
%   fc_AR       Fréquence (Hz) de coupure selon l'Analyse résiduelle de
%              Winter ( 1 x 1 )
%   fc_PSD      Fréquence (Hz) de coupure selon PSD par méthode pmtm ( 1 x
%              1 )
%
% NOTE: Interpoler les données manquantes de position avec CInterPol4 avant.
```

```
function [fc_AR,fc_PSD] = EC_Fcoupure(Frequence,Temps,Donnees,Zero,Poids)
% Si Donnees=Utile, c'est une matrice 5000x5 qui contient seulement Fz de
% la PFPD,PFPA,PFST, cellule 1d et harnais en ordre.
```

```
Fs          = Frequence          ;
nyq         = round(Fs/2)        ;
m           = length(Donnees(:,1)) ; % Nombre de lignes (Temps)
n           = length(Donnees(1,:)) ; % Nombre de colonnes (donc nombre
de signaux)
seuil       = 1.0                ; % pourcentage de frequence de
coupure à considérer: 1 = 100% de Nyquist
tolerance   = 0.010              ; % déviation entre deux pentes
consécutives
fcmax       = seuil*nyq          ;
nbr         = 1000                ;
pointmax    = seuil*nbr          ;
essain      = 0.50                ; % essai initial
pointin     = round(essain*pointmax) ; % 50% de points considérés pour le
premier fit
%*****
```

```
close all
fc_AR = zeros(1,n) ;
fc_PSD = zeros(1,n) ;
for i = 1:5 % Nombre de signaux (si utile = 5)
    %% Faire apparaître le graphique du signal observé
    figure
    plot(Temps,Donnees(:,i))
    title('Signal temporel')
    xlabel('Temps (s)')
    ylabel('Force (N)')
```

```

%% Analyse résiduelle
for j = 1:pointmax
    fq(j)      = j*nyq/nbr          ;
    wn         = fq(j)/(nyq+0.1)   ; % Pour garder 0<wn<1
    [b,a]      = butter(2,wn)      ;
    mat2(:,i)  = filtfilt(b,a,Donnees(:,i)) ; % Calcul pour le
signal utile
    mat_z(:,i) = filtfilt(b,a,Zero(:,i)) ; % Calcul pour le
signal des zéros
    mat_p(:,i) = filtfilt(b,a,Poids(:,i)) ; % Calcul pour le poids
immobile
    for k = 1:m
        res(k,i)    = (Donnees(k,i)-mat2(k,i))^2 ;
        res_z(k,i)  = (Zero(k,i)-mat_z(k,i))^2 ;
        res_p(k,i)  = (Poids(k,i)-mat_p(k,i))^2 ;
    end
    sumres       = sum(res(:,i)) ;
    sumres_z     = sum(res_z(:,i)) ;
    sumres_p     = sum(res_p(:,i)) ;
    resid(j,i)   = sqrt(sumres/m) ;
    resid_z(j,i) = sqrt(sumres_z/m) ;
    resid_p(j,i) = sqrt(sumres_p/m) ;
end

% Faire afficher le graphique de l'analyse résiduelle du signal, de la
% plateforme avec le sujet immobile et le zéro mesuré en force.
% figure
% hold on
% plot(fq(:),resid(:,i),'-b','LineWidth',2) ;
% plot(fq(:),resid_z(:,i),':r','LineWidth',2) ;
% plot(fq,resid_p(:,i),':k','LineWidth',2) ;
% axis([0 max(fq(:)) 0 max(resid(:,i))]) ;
% legend('Signal','Zéro PFF','Immobile','Location','NorthEast') ;
% title('AR signal vs zéro et signal "immobile" de la même PFF (ne fct
pas pour PFFPA, dir. S et cel 1D)') ;
% xlabel('Fréquence')
% ylabel('Amplitude')
%

% Calcul de la pente
Fbin    = 500 ; % Déterminer jusqu'à quelle fréquence
faire le calcul
nbin    = 1:Fbin/(Fs/2/10) ; % Fait un nombre de bin avec minimum 50
points
pth     = 0.2 ; % Seuil
count   = 1 ;
for z = Fs/2/10:Fs/2/10:Fbin
    index_fq1    = find(fq>=z-Fs/2/10,1,'first') ;
    index_fq2    = find(fq>=z,1,'first') ;
    temp(:,count) =
polyfit(fq(index_fq1:index_fq2),resid(index_fq1:index_fq2,i)',1) ;
    % Calcul de la pente de chacun des bins créés
    count        = count + 1;
end
if nbin~=10
    count = count+1;
end
end

```

```

bin(1,:) = temp(1,1:count-2)/median(temp(1,nbin))
index_bin = find((bin(1,*)>=1-pth)&(bin(1,*)<=1+pth))
% Trouver les index du vecteur de fréquence compris entre les seuils
posés
index_fq1 = find(fq>=min(index_bin)*Fs/2/10-Fs/2/10,1,'first');
index_fq2 = find(fq>=max(index_bin)*Fs/2/10,1,'first');
% Trouver les fréquences associées aux index du vecteur fréquence
fq([index_fq1; index_fq2]) % Faire afficher les fréquences pour
vérification
p1 =
polyfit(fq(index_fq1:index_fq2),resid(index_fq1:index_fq2,i)',1) ;
fc_AR(1,i) = round(fq(find(resid(:,i)<p1(2),1,'first')))) ;

rtp = resid_p(pointin:pointmax*0.9,i)' ;
pp = polyfit(fq(pointin:pointmax*0.9),rtp,1) ; % Calcul de la pente
"générale"
ap = pp(1) ;
bp = pp(2) ;

%% PSD selon la méthode pmtm

DC = mean(Donnees(:,i)) ;
Don(:,i) = Donnees(:,i)-DC ; % Enlever le DC des signaux

[Pxxm(:,i),fm(:,i)] = pmtm(Don(:,i),[],[],Fs) ; % Calcul de la DSP
% size(Pxxm)
% size(fm)

%% Trouver 95% du signal psd et fréquence de coupure associée

% Mettre en dB = 10*log10(P1/P0) = 10*log10(P1) - 10*log10(P0)
% et enlever l'état stable de Fs/4 à Fs/2
LogPxx = 10*log10(Pxxm(:,i));
figure
plot(fm,LogPxx,'k')

Fbin = 200 % Déterminer jusqu'à quelle fréquence faire le calcul
count = 1 ;
for z = Fbin/10:Fbin/10:Fbin % Crée 10 bin jusqu'à Fbin
index_fm1 = find(fm(:,i)>=z-Fbin/10,1,'first');
index_fm2 = find(fm(:,i)>=z,1,'first');
temp(count) = mean(LogPxx(index_fm1:index_fm2));
count = count + 1;
end
bin = abs((temp(1:count-2)-temp(2:count-1)))/(max(LogPxx)-
temp(count-1))
index_bin = find(bin>=0.05,1,'last')+1
index_fm1 = find(fm(:,i)>=index_bin*Fbin/10-Fbin/10,1,'first') ;
index_fm2 = find(fm(:,i)>=Fbin,1,'first') ;
fm([index_fm1; index_fm2],i)
meanLogPxx = mean(LogPxx(index_fm1:index_fm2)) ; % Calcul de la
nouvelle référence
LogPxx = LogPxx - meanLogPxx ; % Calcul pour la DSP selon la
nouvelle référence

```

```

% Somme cumulative à 90% ou 95%
SumLogPxx      = cumsum(LogPxx,1) ;
meanSumLogPxx  = mean(SumLogPxx(index_fm1:index_fm2)) ;
index_Sum(1)   = find(SumLogPxx>=0.90*meanSumLogPxx,1,'first') ;
fc_PSD(1,i)    = round(fm(index_Sum(1),i)) ;
index_Sum(2)   = find(SumLogPxx>=0.95*meanSumLogPxx,1,'first') ;
fc_PSD(2,i)    = round(fm(index_Sum(2),i)) ;
% Maximum à 5%
index_max      = find(LogPxx<=0.05*max(LogPxx),1,'first') ;
fmax95(1,i)    = round(fm(index_max,i))

%% Graphiques
figure
plot(fm, SumLogPxx, ...
     [0 fm(end)], [meanSumLogPxx(end) meanSumLogPxx(end)], ...
     [0 fm(end)], [0.95*meanSumLogPxx(end) 0.95*meanSumLogPxx(end)], ...
     [0 fm(end)], [0.90*meanSumLogPxx(end) 0.90*meanSumLogPxx(end)], ...
     [fc_PSD(1,i) fc_PSD(1,i)], [0 max(SumLogPxx(1:index_fm2))*1.1], ...
     [fc_PSD(2,i) fc_PSD(2,i)], [0 max(SumLogPxx(1:index_fm2))*1.1])
axis([0 Fbin 0 max(SumLogPxx(1:index_fm2))*1.1])
xlabel('Fréquence (Hz)')
ylabel('CumSum Amplitude PSD (dB/Hz)')

% Subplots
figure
subplot(2,1,1)
hold on
plot(fq(:), resid(:,i), 'k', 'LineWidth', 2) ;
axis([0 max(fq(:)) 0 max(resid(:,i))]) ;
title('Analyse résiduelle') ;
xlabel('Fréquence (Hz)')
ylabel('Résiduel RMS (N)')
y1=p1(1)*fq(:)+p1(2) ;
plot(fq(:), y1, '--r', 'LineWidth', 2) ;
% droite verticale
x1=fc_AR(1,i);
plot([x1 x1], [0 max(resid(:,i))], 'b', 'LineWidth', 2) ;
hold off

subplot(2,1,2)
plot(fm(:,i), LogPxx, '-k')
axis([0 max(fm(:,i)) min(LogPxx)+0.5*min(LogPxx)
max(LogPxx)+0.05*max(LogPxx)]) ;
hold on
plot([0 fm(end)], [0 0], 'r--', ...
     [0 fm(end)], [0.05*max(LogPxx) 0.05*max(LogPxx)], 'r:', ...
     [fc_PSD(1,i) fc_PSD(1,i)], [min(LogPxx) max(LogPxx)], 'b', ...
     [fc_PSD(2,i) fc_PSD(2,i)], [min(LogPxx) max(LogPxx)], 'b--', ...
     [fmax95(1,i) fmax95(1,i)], [min(LogPxx) max(LogPxx)], 'g', ...
     'LineWidth', 2)
title('PSD selon la méthode pmtm') ;
xlabel('Fréquences')
ylabel('Amplitude PSD (dB/Hz)')
hold off
end

```