



HAL
open science

Caractérisation Biomécanique de la cheville et analyse de l'équilibre du sujet âgé en reprise d'autonomie

Amine El Helou

► **To cite this version:**

Amine El Helou. Caractérisation Biomécanique de la cheville et analyse de l'équilibre du sujet âgé en reprise d'autonomie. Biomécanique [physics.med-ph]. Arts et Métiers ParisTech, 2011. Français. NNT : 2011ENAM0049 . pastel-00659814

HAL Id: pastel-00659814

<https://pastel.hal.science/pastel-00659814>

Submitted on 13 Jan 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

École doctorale n°XXX : Texte

Doctorat ParisTech
(mémoire provisoire)
THÈSE

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Amine EL HELOU

le 9 Décembre 2011

**CARACTERISATION BIOMECHANQUE DE LA CHEVILLE ET
ANALYSE DE L'EQUILIBRE DU SUJET AGE EN REPRISE D'AUTONOMIE**

Directeurs de thèse : **Wafa SKALLI** et **Philippe DECQ**

Jury

M. Jean-Jacques TEMPRADO, PU, ISM, Université de la Méditerranée
M. Frédéric MARIN, PU, JRU, Université de Technologie de Compiègne
Mme. Viviane PASQUI, MCF, ISIR, Université Pierre et Marie Curie
M. Jean-Michel GRACIES, PUPH, Service de Neurorééducation, GH Mondor
M. Philippe THOUMIE, PUPH, Service de Médecine Physique et Réadaptation, Hôpital Rothschild
M. Philippe DECQ, PUPH, Service de Neurochirurgie, GH Mondor
Mme. Wafa SKALLI, PU, LBM, Arts et Métiers ParisTech
M. François LAVASTE, Professeur Émérite, LBM, Arts et Métiers ParisTech

Rapporteur
Rapporteur
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Examinateur
Invité

**T
H
È
S
E**

Remerciements

Tout d'abord j'aimerais remercier l'agence nationale de la recherche (ANR) pour avoir apporté le financement nécessaire au projet (MIRAS) ainsi que l'institut de robotique de Paris (ISIR) et tous les partenaires du projet (la société Robosfot, le laboratoire LAAS-CNRS, le CHU de Toulouse et le CHU Charles-Foix d'Ivry) grâce à qui le projet porteur de cette thèse a pu voir le jour.

D'autre part, je remercie les membres du jury à commencer par les professeurs Jean-Jacques Temprado et Frédéric Marin pour avoir rapporté sur ce travail, ainsi que tous les membres du jury pour leur participation.

Comme la tradition le veut, cette partie du mémoire est réservée aux remerciements chaleureux envers toutes les personnes qui m'ont suivi de près (ou de loin) et m'ont permis d'accomplir avec succès tous les objectifs fixés dans le cadre de ces travaux.

Sur ce, mes premiers remerciements s'adressent à tout le personnel du service de soins de suite et de réhabilitation gériatrique de l'hôpital Albert Chenevier pour leur amabilité et aide: les kinés, les cadres et les médecins/internes qui ont eu la patience de m'expliquer les termes médicaux et m'ont guidé vers les patients recherchés. Un grand merci au docteur Stéphane Herbaud et à la chef de service Mme. Elena Paillaud qui ont facilité mon immersion en m'introduisant à l'équipe du personnel médical.

Ensuite, je tiens à remercier toutes les personnes du laboratoire d'analyse et de restauration du mouvement de l'hôpital Henri Mondor, à commencer par Jean-Michel Gracies (encore une fois) qui m'a permis de participer à ses consultations et m'a toujours accordé de son temps précieux. Ensuite, le chaleureux personnel et Emilie Hutin qui a mis le plateau technique (et les kinés stagiaires que je remercie du fond du cœur) à mon entière disposition.

Également dans la catégorie des personnes 'extérieurs' à mon laboratoire d'affiliation, j'aimerais remercier Damien Hasdenteufel pour m'avoir accueilli dans sa clinique de podologie et Mme. Sylvie Bastuji-Garin responsable du département de santé publique à l'hôpital Henri Mondor pour son expertise en termes de statistiques.

Au sein du LBM, je cite très fort ceux qui ont partagé mon espace vital (entre autre mon bureau), qui m'ont vu (ou pas vu) durant les différentes étapes de la thèse et ont toujours répondu présent à mes besoins.

Je tiens également à remercier le groupe de sujets 'témoins' qui m'ont prêté leur corps (et pied surtout!) en acceptant de participer aux différentes études et surtout les patients qui ont accepté de coopérer à l'étude.

D'autre part, le soutien de ma famille à Paris et au Liban, a joué un rôle vital qui m'a toujours motivé à aller de l'avant et traverser toutes les difficultés que j'ai pu rencontrer.

And last but not least, mes directeurs de thèse à commencer par Philippe Decq qui a su me guider sur la bonne voie lorsque j'avais tendance à me 'dispenser' dans mes pensées scientifiques et Wafa

Skalli qui a toujours cru en moi (depuis mon stage au LBM en 2006) et m'a toujours poussé vers l'excellence et la perfection. J'espère que le résultat final est à la hauteur de la confiance qui m'a été accordée.

Table des matières

REMERCIEMENTS	3
INTRODUCTION GÉNÉRALE	7
CONTEXTE PHYSIOLOGIQUE - NOTIONS DE POSTURE ET D'ÉQUILIBRE	9
Approche Neurophysiologique et clinique	9
Approches Biomécanique	11
Réactions posturales et vieillissement.....	13
Intérêt de l'analyse approfondie de la raideur à la cheville	15
REVUE DE LA LITTÉRATURE	16
Profil de la population âgée en perte d'autonomie.....	16
Raideur de cheville.....	19
Analyse de l'équilibre	31
Raideur de cheville et équilibre.....	43
Objectifs spécifiques de la thèse.....	46
CHAPITRE 1 - CARACTÉRISATION GLOBALE DE LA POPULATION CIBLE	47
Introduction.....	47
Matériels et méthodes	47
Résultats.....	51
Discussions	56
Conclusions	59
CHAPITRE 2 - CALCUL DES PARAMÈTRES INERTIELS DU PIED	60
Introduction.....	60
Matériels et méthodes	61
Résultats.....	68
Discussion.....	76
Conclusions	82
CHAPITRE 3 - EVALUATION DE LA MÉTHODE DU «QUICK-RELEASE»	83

Introduction.....	83
Matériels et méthodes	84
Résultats.....	91
Discussion.....	98
Conclusion	102
CHAPITRE 4 - CARACTÉRISATION BIOMÉCANIQUE DE LA POPULATION CIBLE	103
Introduction.....	103
Matériels et méthodes	104
Résultats.....	111
Discussions	122
Conclusions	131
CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES	132
LISTE DES TABLES.....	134
LISTE DES FIGURES	135
REFERENCES	139
ANNEXES	152
Modèle de fiche de recueil des données rétrospectives.....	152
Coefficients de variation (CV) des équations de régressions proposées	153
Calibration de l'accéléromètre 2 axes (Mega Electronics, Kuopio Finland).....	154
Démonstration de la formule du quick-release.....	159
Calcul de l'accélération angulaire à partir des mesures d'accélération	161
Résultats complets des tests de Quick-Release sur sujet sains	164
Calcul de l'inertie du système en mouvement.....	166
Calculs des paramètres stabilométriques.....	171
Corrélations paramètres stabilométriques – facteurs intrinsèques	182
Résultats détaillés des paramètres stabilométriques.....	184
LISTE DES COMMUNICATIONS	190

Introduction générale

Le vieillissement est un processus naturel multifactoriel, qui augmente l'incidence des maladies chroniques et des hospitalisations. Chez les personnes âgées 'fragiles', les séquelles de ces épisodes d'alitements contribuent fortement à une perte de l'autonomie et de la mobilité, les rendant plus dépendants à des soins attentionnels et un besoin constant de support familial et social (Buchner 1997; Penson et al. 2004). De plus, le nombre croissant de la population âgée et sa proportion importante dans les pays développés, soulève ce problème de maintien d'une bonne qualité de vie, faisant de la perte d'autonomie un enjeu de santé publique majeur.

En France, 1 personne sur 5 a plus de 60 ans et près de 1/10 plus de 75 ans, et ce chiffre sera multiplié par 2.5 d'ici 2040 (Duée & Rebillard 2006), 40% des sujets âgés hospitalisés sont orientés vers une institution au décours de leur hospitalisation, 50% d'entre eux gardent un handicap définitif et seuls 1/3 récupèrent une autonomie à la marche. Les étiologies de ces hospitalisations au décours desquelles est constatée une perte d'autonomie sont les conséquences des chutes (~ 2 millions par an en France), responsables de fractures de hanches (~ 6.2 millions d'ici 2050 dans le monde (Cooper & Melton 1992)) et les décompensations de pathologies cardio-respiratoires (10 à 20% des sujets de plus de 80 ans ont une condition cardio-respiratoire limitant leurs capacités physiques (Maison et al. 2005; Duée & Rebillard 2006)). Le coût médical des chutes, a été estimé à 1.34 milliards € en 1993 (France (Stepane et al. 1995)), pour un budget global de santé autour des 96 milliards € (i.e. aide au domicile, placement en institution). Aux USA, le coût annuel des soins gériatriques en aigu est estimé à 10 milliards de \$ par an (Tinetti et al. 1994). Face à ces problématiques liées au vieillissement qui représentent des enjeux socio-économiques importants, plusieurs verrous scientifiques existent pour les cliniciens et biomécaniciens (i.e. prévoir ou prévenir la chute/fracture, identifier les sujets à risque, proposer des programmes de prévention/réhabilitation efficaces).

Le maintien de l'équilibre en position debout et durant la marche est la capacité fondamentale, essentielle à l'autonomie durant les activités de la vie quotidienne (AVQ). Chez les sujets âgés, le mécanisme principal entrant en jeu dans la perte de l'équilibre est la dégradation du contrôle moteur associé à une réduction de la force musculaire, notamment au niveau des muscles de la cheville (ou fléchisseurs plantaires), où des réductions considérable de force ont été reportés (entre 20 et 40% - (Vandervoort & McComas 1986; Thelen et al. 1996)). Ces muscles sont connus pour leur rôles majeur dans le maintien et la restauration de l'équilibre (Alexander & Bennet-Clark 1977; Horak & Nashner 1986; Gatev et al. 1999) et la propulsion durant la marche (Winter et al. 1990; Judge et al. 1996; Neptune et al. 2001), d'où l'intérêt de les analyser de plus près. Si la situation se dégrade d'avantage, l'utilisation d'aides techniques (tel que les cannes et déambulateurs) devient nécessaire pour empêcher/retarder la dépendance totale et un mode de vie sédentaire aux conséquences encore plus

aggravantes. Une meilleure compréhension des mécanismes neuromusculaires affectant l'équilibre et la marche, est importante pour l'identification des sujets à risque d'une part et la mise en place et évaluation d'interventions/traitements efficaces.

Cette thèse se situe dans le cadre du projet ANR-MIRAS (ANR-08-TECS-009-04), visant à la conception et évaluation d'un déambulateur robotisé pour l'aide à la mobilité des personnes âgées en perte d'autonomie. Le projet est divisé en plusieurs parties ou 'work-packages'. Mon rôle a été d'une part d'assurer la coordination entre les partenaires cliniques (GH Mondor, CHU Charles-Foix et Toulouse) et les développeurs (ISIR-UPMC, Robosoft et LAAS-CNRS) pour la mise en place de l'évaluation clinique et biomécanique du robot. Celui-ci n'étant pas opérationnel encore, l'objectif global de la thèse a été réorienté vers la caractérisation biomécanique des muscles de la cheville et de l'équilibre chez les personnes âgées en reprise d'autonomie.

Dans une partie préliminaire, les notions biomécaniques d'équilibre et de contrôle postural seront rappelées ainsi que l'effet du vieillissement, cela permettra de mettre en évidence l'intérêt d'une analyse focalisée sur l'articulation de la cheville. Ensuite une revue de la littérature identifiera : d'une part le profil de la population en perte d'autonomie, et les différentes méthodologies pour l'analyse biomécanique de la raideur de cheville et de l'équilibre.

A l'issue de cette revue bibliographique, les objectifs spécifiques de la thèse seront clairement définis et les travaux personnels seront exposés comme suit:

- Le premier chapitre porte sur l'identification et caractérisation globale de la population cible, utilisant des aides-techniques pour leur autonomie.
- Le chapitre 2 propose une amélioration simple pour l'estimation des paramètres inertiels du pied, utilisés en routine clinique et indispensables pour le calcul de la raideur musculotendineuse à la cheville.
- Le chapitre 3 porte sur une évaluation de la technique du « Quick-Release » pour le calcul de la raideur, grâce à l'amélioration apportée par le chapitre précédent.
- Le dernier chapitre est consacré à la caractérisation de la raideur de cheville chez une population âgée en reprise d'autonomie et à l'analyse de leur équilibre par une approche stabilométrique détaillée.

Enfin le manuscrit termine par une conclusion faisant d'une part la synthèse générale des résultats obtenus, tout en abordant les apports scientifiques de ce travail.

Contexte physiologique - Notions de posture et d'équilibre

La posture représente l'orientation des segments corporels les uns par rapport aux autres et par rapport à la 'ligne de gravité' (Figure 1).

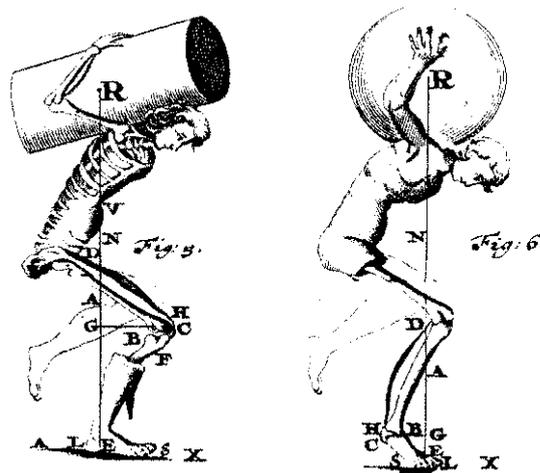


Figure 1 - Première figure de l'ouvrage de Borelli (*De motu animalium*. Bernado, Rome - 1680), figure adaptée de (Sakuta 2007)

L'équilibre quant à lui peut être défini et caractérisé de différentes manières, cependant quelles que soient les approches utilisées; le but ultime de l'être humain dans sa quête de l'équilibre, reste d'empêcher la chute.

Approche Neurophysiologique et clinique

D'un point de vue neurosensoriel, l'équilibre peut être illustré par un 'cône de stabilité' (McCollum & Leen 1989, Horak 2006) ayant comme foyer le centre de pression (COP) qui est le point d'application de la réaction du sol sur l'individu. La tâche de l'équilibre est accomplie grâce aux mécanismes de contrôle postural, de façon à ce que le centre de gravité du corps (CG) reste à l'intérieur de ce cône (Figure 2).



Figure 2 - Représentation du 'cône de stabilité', figure adaptée de Horak 2006

Le contrôle postural est un processus multi sensoriel continu, pendant lequel le système nerveux central (SNC) intègre plusieurs informations afférentes (Figure 3). Le but du SNC est tout d'abord d'avoir sa propre estimation de la posture et de ce 'cône de stabilité', afin de guider le système musculo-squelettique à maintenir ou effectuer l'orientation recherchée pour la stabilité posturale (Massion 1994, Woollacott & Tang 1997).

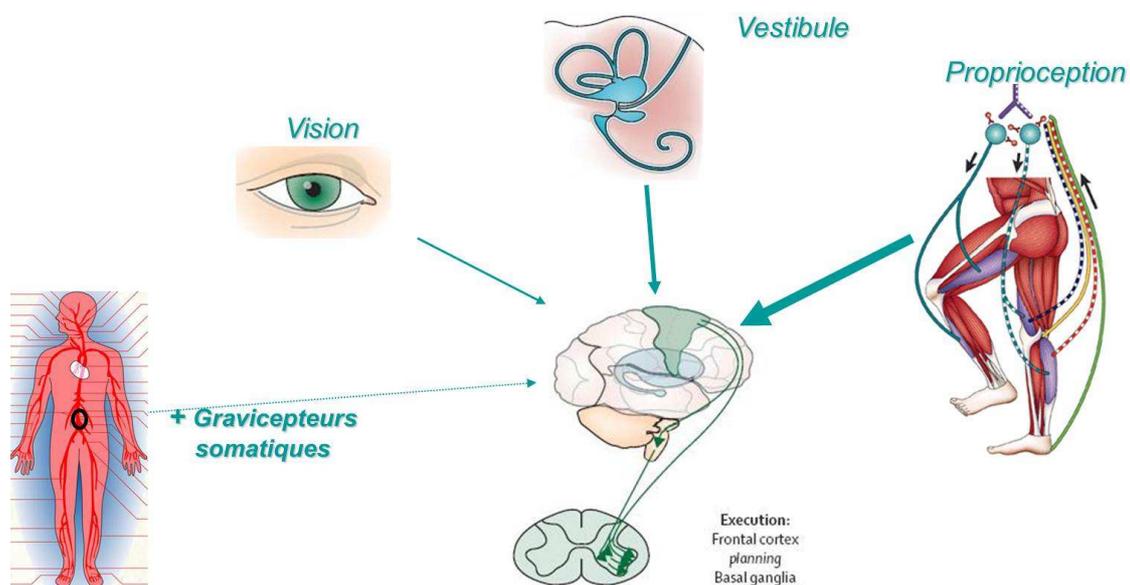


Figure 3 - Intégration des afférences sensorielles, figure adaptée de (Snijders et al. 2007)

Brièvement, le système vestibulaire (récepteurs labyrinthiques de l'oreille interne) fournit des informations sur l'orientation et les accélérations de la tête, qui vont permettre de réguler l'équilibre principalement selon la direction médiolatérale (Horak et al. 1994). Le système somatosensoriel ou proprioceptif est composé par un ensemble de 'capteurs biologiques' utilisés par le SNC pour obtenir des informations sur les changements de position des segments (Inglis et al. 1994) et gérer l'équilibre principalement selon la direction antéropostérieure. Parmi ces capteurs proprioceptifs, nous notons: les

récepteurs cutanés et capteurs podaux fournissant des repères tactiles (Sherick & Cholewiak 1986); les organes tendineux de Golgi et fuseaux neuromusculaires donnant des informations sur l'état d'étirement du complexe musculotendineux (Crowe & Mathews 1964); les récepteurs articulaires (localisés dans les ligaments et capsules articulaires) avertissant sur l'état angulaire de l'articulation (Skoglund 1956). Plus récemment, la découverte de mécanorécepteurs dans l'artère abdominale (Mittlestaedt 1998, Vaitl et al. 2002) a montré leur rôle de 'gravicepteurs' somatiques, donnant l'information sur la verticalité du tronc. La vision joue un rôle majeur grâce aux repères visuel offrant également une perception de la position et vitesse de la tête (Dichgans et al. 1976, Lacour et al. 1997). Ainsi la contribution et intégration de chacune de ces boucles de contrôle (ou feedback) permettent au SNC de détecter les oscillations posturales et générer les patterns moteurs en fonction de la tâche à accomplir; d'où la notion de 'stratégie posturale' (Fitzpatrick et al. 1996, Horak 1996, Peterka 2002).

Approche Biomécanique

D'un point de vue biomécanique, l'équilibre représente la dynamique de la posture pour éviter la chute. L'équilibre est accompli tant que la projection verticale du CG (référée en tant que 'variable de contrôle' – Winter et al. 2001, Morasso & Sanguinetti 2002) reste à l'intérieur du polygone de sustentation (ou base de support - BOS), délimité par la position des pieds et dans lequel le centre de pression (COP) se déplace également.

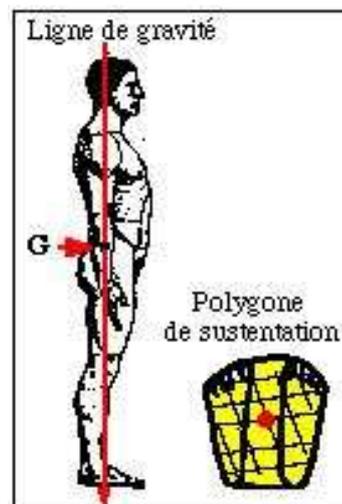


Figure 4 - Equilibre biomécanique et polygone de 'sustentation' (BOS)

Cette condition est nécessaire mais pas suffisante, comme l'ont montré plusieurs études récentes d'après lesquelles, même si la projection du CG dépasse les limites du polygone pendant de courts instants, l'équilibre persiste tant que le vecteur vitesse du CG respecte certaines conditions (Pai & Patton 1997, Pai et al. 1998). Une nouvelle vision sur le 'centre de masse extrapolé' a même été introduite (Hof 2007, 2008), permettant de prédire à l'avance la position du CG et donc d'imposer de nouvelles conditions d'équilibres.

Ainsi, l'approche biomécanique peut se résoudre à la simple étude de l'interaction entre le CG et le COP, et la tactique la plus efficace et la moins coûteuse du point de vue énergétique reste celle du pendule inversé (Gurfinkel 1972, Winter et al. 1995, Gatev et al. 1999). Ce modèle suggère que lors du maintien de la station debout non perturbée, l'homme se comporte comme un pendule rigide oscillant autour de l'axe des chevilles. D'un point de vue mécanique, le pendule est en équilibre si les positions du CG et du COP sont alignées, mais en réalité ce désalignement induit la création d'un couple qui tend à faire basculer le corps. Ce moment est compensé par les muscles abducteurs (de la hanche) dans le plan frontal et par les muscles 'antigravitaires' (i.e. fléchisseurs plantaires) dans le plan sagittal. Pratiquement, le COP n'est jamais confondu avec la projection du CG sur le plan du polygone de sustentation, car le corps de l'homme est le plus souvent en équilibre dynamique durant lequel le COP se déplace continuellement de part et d'autre de la projection du CG (Winter et al., 1998): ce sont les oscillations posturales.

La notion de CG étant plutôt abstraite dans la mesure où c'est une variable non directement mesurable, contrairement au COP qui est plus concrète (variable 'contrôlée' - Winter et al. 2001, Morasso & Sanguinetti 2002) et mesurable au niveau des voutes plantaires grâce à des plateformes de force (Figure 5). Ainsi, l'analyse des déplacements du COP (ou 'stabilométrie') est devenue à elle seule une discipline permettant d'étudier l'équilibre en routine clinique et à des fins de recherche. L'analyse de la position debout (ou 'station posturale d'aplomb' (Paillard 1971)) peut être réalisée sous différentes conditions (avec/sans la vue, double-tâche exécutive, feedback visuel du déplacement du COP, sol déformable etc.). Ces tests appelés 'SOT' pour 'sensory organisation tests', permettent de caractériser l'influence de chacune des afférences sensorielles ainsi que les capacités d'intégration du SNC.

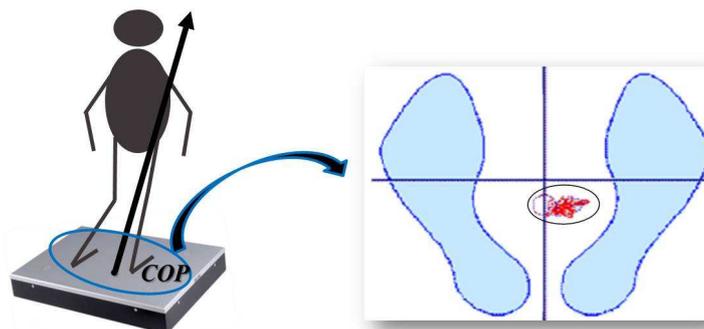


Figure 5 - Illustration d'une analyse stabilométrique avec 'statokinésigramme'

La trajectoire dessinée par le COP (appelée 'statokinésigramme') est supposée refléter les perturbations internes et l'action du système de contrôle postural. Ainsi un ensemble de paramètres peuvent être extraits et calculés afin d'évaluer l'efficacité et essayer de mieux comprendre les stratégies posturales d'un individu. Ces paramètres seront rappelés dans la revue de littérature et détaillés en annexe.

D'un autre côté, la stabilité de la station debout a été étudiée par plusieurs auteurs (Winter et al. 1998, 2001, Morasso & Schieppati 1999, Loram et al. 2001, Morasso & Sanguinetti 2002), qui en reprenant le modèle du pendule inversé, ont traduit l'équilibre (du pendule) en termes de raideur par la condition suivante:

$$K_{globale} \geq K_{seuil} \approx m \times g \times h$$

Où la 'raideur seuil' représente l'inertie du sujet avec m sa masse totale, g l'accélération de la gravité et h la hauteur estimée du centre de gravité (Figure 6).

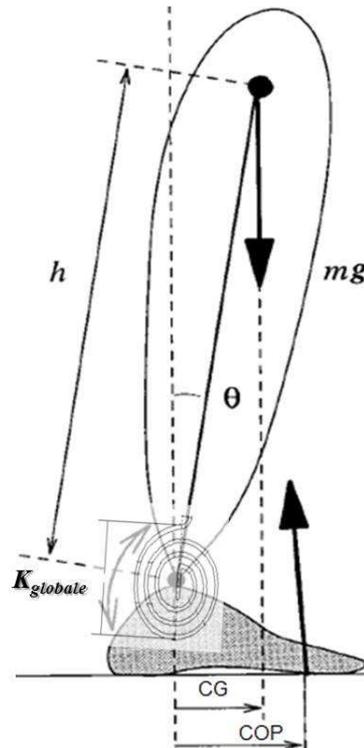


Figure 6 - Illustration du pendule inversé, contrôlé par la raideur de torsion ($K_{globale}$) - figure adaptée de Morasso & Schieppati 1999

Donc tant que la raideur articulaire dynamique (ou 'globale') à la cheville ($K_{globale}$) est supérieure à la charge du corps, le pendule est en équilibre et l'homme tient debout, soulignant l'importance de la raideur articulaire de la cheville dans l'étude de l'équilibre.

Réactions posturales et vieillissement

Dans l'analyse des réactions posturales, plusieurs auteurs évoquent les notions de contrôle moteur anticipateur (contrôle proactif) aussi appelé 'fixed-control strategies' (Nashner 1985, Peterka 2002, Horak 2006). Ces réactions seraient automatiquement amorcées par le système de contrôle postural dans un cadre anticipateur, et deux grandes stratégies ont été identifiées:

1. La stratégie de cheville, qui caractérise le comportement en pendule inversé du corps à travers une modulation de la raideur globale, afin d'atténuer le balancement antérieur du corps et assurer l'équilibre dans le plan sagittal (Gatev et al. 1999)
2. La stratégie de hanche, qui permet de minimiser les excursions médiolatérales du CG et assurer l'équilibre dans le plan frontal (Winter et al. 1995)

Entre autre, en condition normale, il existe 2 grandes 'clés' pour assurer l'équilibre : la cheville et la hanche.

Vieillessement du système locomoteur

Le processus normal de vieillissement est accompagné par un certain nombre de modifications neuromusculaires. Parmi ces modifications, celles du système sensori-moteur impliqué dans le contrôle de la posture (atteintes 'périphériques') seraient la principale cause de détérioration des capacités d'équilibre (Horak et al. 1989, Woollacott 2000): sensibilité cutanée réduite notamment au niveau de la voute plantaire (Whanger et Wang, 1974, Skinner et al. 1984) ; diminution de l'acuité visuelle, (Bohannon et al. 1984) ; réduction de la détection des mouvements des articulations ; et une moindre contribution des afférences proprioceptives musculaires (Skinner et al.1984, Shaffer & Harrison 2007). Le système vestibulaire est également touché par le vieillissement (Woollacott & Tang 1997). En général, la littérature montre que suite aux déficiences proprioceptives et vestibulaires, le sujet âgé aurait développé une dépendance majeure sur la vision pour le contrôle postural (Lord & Menz 200). D'autre part, la capacité d'intégration des signaux multi sensoriels est diminuée au niveau du cerveau, altérant la sélection convenable des informations (Woollacott et al. 1986) et la diminution de la vitesse de conduction nerveuse va retarder les temps de collecte des afférences (i.e. visuelles (Woollacott & Tang 1997) et des réponse/réflexes posturaux. (Dorfman & Bosley 1979). Ces changements dégénératifs peuvent altérer l'équilibre de plusieurs façons (Horak et al. 1989, Alexander et al. 1992) en augmentant les amplitudes des oscillations posturales.

D'un autre côté, la masse musculaire fond progressivement avec la dégénérescence de certaines fibres (le plus souvent de type II) et ce phénomène appelée 'sarcopénie' est due en partie à une dégénérescence générale du tissu nerveux (Doherty & Brown 1993). Même si cette diminution du nombre de fibre de type II pourrait être compensée par de l'entraînement physique (Asmussen 1973; Bouisset & Matton 1995), la relation de causalité entre manque d'activité physique et atrophie musculaire reste difficile à établir. Ainsi la réduction de la force musculaire intrinsèque serait la conséquence majeure, due aux effets combinés des modifications de: (i) l'architecture musculaire, (ii) propriétés mécaniques/élastiques des tendons, (iii) conductivité des neurones (plus réduite au niveau des muscles agoniste contrairement aux antagonistes), et (iv) la force élémentaire intrinsèque, développée par chaque fibre. Plus récemment, il a été démontré pour les muscles fléchisseurs plantaires, que les modifications des propriétés mécaniques des tendons, contribuent à la réduction de

la force musculaire et que la modification de la raideur des tendons joue un rôle important dans cette diminution (Magnusson et al. 2008; Narici et al. 2008). Pour les muscles de la cheville, on note une diminution du couple max de flexion plantaire (MVC) et des temps de développement de couple (i.e. (Vandervoort & McComas 1986; Thelen et al. 1996; Ferri et al. 2003; Kubo et al. 2008)). D'autre part, une réduction de l'amplitude de mouvement à la cheville a été reportée (Thelen et al. 1996; Mecagni et al. 2000), due à une diminution des longueurs des fascicules et de l'élongation maximale du tendon (quantifiée par imagerie ultrasonique - (Onambele et al. 2006; Kubo et al. 2007)), ainsi qu'une diminution de la vitesse de raccourcissement du muscle à faibles niveaux de couples (Ochala et al. 2004).

Ces modifications au niveau des muscles antigravitaires (Jette et al. 1990) sont compensées par une activité musculaire plus importante en position debout (Laughton et al. 2003). Effectivement, les sujets âgés cherchent activement à augmenter leur raideur globale à la cheville, en sollicitant les muscles antagonistes ('co-contraction', Manchester et al. 1989). Cette stratégie d'enraidissement permet de mieux résister et corriger les perturbations transitoires, mais pourrait être désavantageuse (coûteuse en énergie), surtout si des perturbations surviennent à grande vitesse (Cencarini et al. 2010).

Intérêt de l'analyse approfondie de la raideur à la cheville

Chez les sujets âgés, cette faiblesse à la cheville explique la préférence de ces derniers à s'appuyer sur la stratégie de hanche (Judge et al. 1996, Sundernier et al. 1996), suggérant que le système de contrôle postural choisit le moyen le plus sûr pour éviter la chute. Cette stratégie permettant de maintenir le CG au-dessus de la BOS, semble avoir une priorité très élevée avec le vieillissement, au dépend de la stratégie de cheville qui reste de faible coût énergétique.

En d'autres termes, la stratégie de hanche est plus énergiquement onéreuse, mais plus sûre pour les personnes âgées (Lacour et al. 2008), peut être en raison d'une altération de la raideur au niveau de la cheville, ce qui pourrait expliquer la perte d'autonomie si ces derniers subissent une fracture à la hanche.

Revue de la littérature

La synthèse bibliographique a porté sur plusieurs volets différents mais complémentaires. Tout d'abord nous avons cherché les informations existantes sur les populations étudiées dans le cadre de la perte d'autonomie. D'autre part sur le plan technique, nous avons précisé les notions de raideur ainsi que leurs méthodes de caractérisation pour l'articulation de la cheville. Ensuite nous avons fait le tour des méthodologies d'analyse de l'équilibre postural, afin d'identifier les paramètres importants, notamment dans le cadre du vieillissement. Puis nous avons cité les études qui se sont intéressés à la problématique du rôle de la raideur à la cheville dans le maintien de l'équilibre.

Profil de la population âgée en perte d'autonomie

La recherche a porté sur les mots-clés suivants : mobilité, autonomie, vieillissement. Comme ces termes sont principalement associés à l'utilisation d'aides-techniques et à la chute, les résultats de la recherche ont systématiquement convergé vers des études (principalement cliniques) portant sur les facteurs de risque (de chute et de fracture de hanche), ou sur l'utilisation d'aides-techniques chez des populations âgées en perte/reprise d'autonomie.

Pratiquement, indépendamment des objectifs des études, nous nous sommes surtout intéressés aux profils et données (démographiques et cliniques) des populations reportées et l'observation a montré que le motif principal de perte d'autonomie dans les populations âgées est la fracture de hanche. En effet (Tableau 1), les chiffres montrent que l'utilisation d'aides-techniques reste importante jusqu'à 6 mois après une fracture: 42% des patients autonome avant la fracture, utilisaient toujours une canne ou un déambulateur (Martolotti et al. 1992, Fox et al. 1996). Des études plus détaillées ont montré que 10% (Mossey et al. 1989) à 20% (Graafmans et al. 2003, Palombaro et al. 2006) des sujets dans une cohorte de patients ayant subi une fracture de la hanche, avaient encore besoin d'un déambulateur à 10-12 mois après la fracture.

Source	N	Age	% F	% aide	M
Miller et al. 1978	360	73	71	20.6	12
				33.0	
Mossey et al. 1989	219	78.5±7.6	100	9.7	12
Magaziner et al. 1990	876	78.9	83	74.5	12
Marottoli et al. 1992	120	>65	n.c.	85	6
				25	12
Poor et al. 1995	232	>75	0	60	n.c.
Fox et al. 1996	252	>65	n.c.	42	6

Boonen et al. 199	159	<80	100	30	12
	134	>80	100	56	
Magaziner J. et al. 2000	674	81.1±7.4	77.4	48.3	12
				48	24
Graafmans et al. 2003	694	82.8±5.9	81.1	19.7	<i>n.c.</i>
Suriyawongpaisal et al. 2003	250	75.5±9.47	72	14	19
				11.2	
Lin PC J. 2004	103	>65	<i>n.c.</i>	42	12
Fierens & Broos 2006	1486	>70	<i>n.c.</i>	37	12
Nawata et al. 2006	279	>65	<i>n.c.</i>	20	1.5
				14	
Palombaro et al. 2006	92	78.7±7.5	70.7	20.6	9.24±16.9
Givens et al. 2008	126	79±8	100	27.8	1
				25.4	6

Tableau 1 - Données reportées sur le % de patients nécessitant de l'aide pour tenir debout et marcher après M mois suivant une fracture de hanche

De manière plus synthétique, la revue de littérature a montré que chez un bon nombre de cas de patients âgés, la capacité de maintien d'équilibre et de marche sans assistance, peut être compromise par des conditions/déficiences cardio-vasculaires, respiratoires, neurologiques, métaboliques et/ou musculo-squelettiques (Hochberg et al. 1998). Dans ce contexte, les aides-techniques (i.e. cannes ou déambulateurs) sont souvent prescrits par les professionnels de santé, afin d'améliorer la mobilité/autonomie en toute sécurité ainsi que l'équilibre pour les AVQ (Activités de la Vie Quotidienne) (Joyce et al. 1991), tout en réduisant le risque de chutes (Gosman et al. 1995, Molaschi et al. 1995). La prescription de ce type d'aide serait souvent une décision arbitraire, basée sur une évaluation subjective des conditions du patient en termes de: son état mental, sa force musculaire, son équilibre, la coordination et surtout l'âge (Pandolf 1975, Scully 1989).

L'utilisation de l'aide-technique peut être transitoire (jusqu'à récupération totale de l'autonomie) ou permanente (utilisation au domicile). Les cannes sont généralement prescrites pour les personnes ayant une altération 'modérée' d'autonomie, alors que les déambulateurs sont prescrits pour les cas plus sévères. Ce dernier serait bénéfiques dans plusieurs cas de figures (Verbrugge et al. 1997, Tyson 1998): mauvais équilibre et altération du contrôle moteur suite à des déficiences d'ordre neurologique (Cubo et al. 2003, Constantinescu et al. 2007) permettant d'élargir le polygone de sustentation (Bateni et al. 2005); les patients ayant besoin de soulager l'appui aux membres inférieurs (Holder et al. 1993, Williamson et al. 1998). Également, en cas de faiblesse/fatigue, des études ont montré les bénéfices dans le cas de maladies cardio-respiratoires (Solway et al. 2002, Probst 2004) ou les chutes (Hogue 1984).

Cependant, il existe un bon nombre d'études ayant exposés les probables inconvénients liés à l'utilisation du déambulateur: dépenses d'énergie élevées (Foley 1996), risque accru de chutes (Charron et al. 1995) et altérations des patterns cinématiques de la marche (Liu et al. 2009). D'autre part, puisque le processus de récupération dépend fortement de l'état moral du patient (Fredman et al. 2006), l'utilisation des aides-techniques a également été liée à des facteurs psychologiques, tels qu'une mauvaise perception propre de l'état de santé (et non la peur de chuter) (Andersen et al. 2007), les patients se sentant plus en sécurité avec le déambulateur (Gupta et al. 2006). En outre, certaines études concernant les aides robotisées (Rentschler et al. 2008), n'ont pas montré de résultats concluants sur de petits échantillons de patients utilisateurs ayant des troubles élevés de l'équilibre avec déficiences visuelles.

Synthèse

Cette partie nous a permis d'avoir quelques éléments de réponse sur les caractéristiques des personnes âgées en perte d'autonomie. Les informations relevées indiquent que ce phénomène pourrait être associé aux facteurs suivants : fracture de hanche, difficultés respiratoires, troubles de l'équilibre, troubles de la vision ou état psychologique (i.e. dépression). La prévalence du nombre de femmes dans les populations était également importante. Cependant, même si des indicateurs de risques pour la fracture de hanche ou la chute ont été identifiés, aucune étude n'a clairement établi un lien entre ces facteurs et la perte d'autonomie (traduite par un besoin d'utiliser une aide-technique).

D'autre part, les études ont signalé que la perte d'autonomie (à court terme, lors d'utilisation temporaire d'aides techniques) serait liée à l'alitement prolongé lors des épisodes d'hospitalisation. Ainsi dans la partie qui suit, nous avons prêté attention aux effets de l'alitement sur l'appareil neuromusculaire.

Effets de l'alitement sur l'appareil neuromusculaire

Les simulations de situations d'alitement/hypoactivité ont été réalisées de différentes manières chez l'homme: alitement horizontal, immobilisation par plâtre ou suspension unilatérale de la jambe. Beaucoup d'études ont aussi été réalisés sur des cosmonautes en faisant des comparaisons pré/post vol spatial (i.e. missions de la station orbitale Russe MIR ou le projet spatial américain Skylab). De manière générale et quel que soit le muscle étudié, une atrophie musculaire a toujours été reportée et les résultats publiés suggèrent qu'un remodelage de l'architecture musculaire survient rapidement dans les 14 premiers jours (Seynnes et al. 2008). Cette atrophie se caractérise globalement par une diminution de l'aire de section physiologique (CSA), due à une réduction du diamètre des fibres. Une atrophie préférentielle des muscles antigravitaires est généralement observée dans les premiers jours et ce phénomène est accompagné d'une réduction de force, partiellement compensée par une augmentation accrue de la vitesse de raccourcissement des fibres. L'absence de charge gravitaire causerait une réduction de la synthèse des protéines contractiles (myosine), ce qui explique la

diminution de la force, tandis que la perte en filament mince d'actine (Riley et al. 2000) peut expliquer l'augmentation de la vitesse maximale de raccourcissement dans les fibres de type I et Ia (Widrick et al. 1999; Lambertz et al. 2001). Ces résultats ont été corroborés par l'augmentation des myosines de type 'rapide' dans les fibres lentes (appelés fibres 'hybrides' Ia) et des fibres rapides de type II (Fitts et al. 2000). Dans une étude plus récente, une diminution de 5% des longueurs des fascicules et de 14% des angles de 'pennation' ont été relevés dans le groupe musculaire des jumeaux (ou gastrocnémiens) après 5 semaines de suspension (de Boer et al. 2008).

D'autre part, le contrôle moteur est affecté par une réduction de la vitesse de conduction de l'influx nerveux (Koryak 1998) et du recrutement des unités motrices (Antonutto et al. 1999). En effet, les durées des 'bouffées' des signaux d'activités musculaires électriques (ou électromyogrammes – EMG) des muscles fléchisseurs plantaires (soléaire et jumeaux) diminuent (Recktenwald et al. 1999). Cette réduction de l'activité EMG (Seynnes et al. 2008) serait due à un relâchement précoce des ponts d'actine-myosine (Riley et al. 2000) et indique une réorganisation du recrutement des fibres musculaires (rapides au dépend des fibres lentes).

Un tableau de synthèse (Tableau 2) reporte les diminutions (en %) pré/post microgravité de l'aire de section physiologique (CSA) des muscles fléchisseurs plantaires et du couple maximal développé (en flexion plantaire).

Source	N	Age	T (jours)	Type	CSA	MVC
Gogia et al. 1988	15 (M)	21-54	35	Alitement		-25%
LeBlanc et al. 1988	9 (M)	n.c.	35	Alitement	-12%	-26%
Convertino et al. 1989	8 (M)	31-45	30	Alitement	-5%	
LeBlanc et al. 1992	9 (M)	n.c.	119	Alitement	-26%	
Koryak et al. 1998	n.c.	n.c.	7	Vol spatial		-34%
Lambertz et al. 2001	10 (M)	n.c.	90-180	Vol spatial		-17%
Seynnes et al. 2008	8 -M	n.c.	23	Suspension	-9%	-10%

Tableau 2 - Effets de l'alitement sur l'aire de section physiologique (CSA) des fléchisseurs plantaires et couple max volontaire de flexion plantaire (MVC)

Les chiffres sont dispersés car les conditions (et durées) des situations de microgravités sont différentes entre les études, limitant les comparaisons (i.e. les cosmonautes dans l'étude de Lambertz (2001) s'exerçaient régulièrement sur un vélo lors de la mission). Néanmoins, une réduction de force et de masse musculaire est observée dans toutes les études.

Raideur de cheville

Les notions de raideurs articulaires sont différentes entre les mécaniciens et les cliniciens pour qui la raideur est plutôt associée à une rétraction des longueurs musculaires, secondaire à des phénomènes

physiologiques tels que la spasticité (ou hyperexcitabilité du réflexe à l'étirement) ou la 'co-contraction' (définie comme une anomalie de la commande motrice entraînant une activation simultanée des muscles agonistes et antagonistes autour d'une articulation donnée). Tous ces phénomènes entraînent des réductions d'amplitudes de mouvements, et dans le monde clinique d'une part par les amplitudes de mobilisation passive des articulations, et d'autre part la raideur est évaluée à l'aide d'échelle de mesure de la spasticité (i.e. échelle de Tardieu (Tardieu & Tardieu 1981)).

D'un point de vue biomécanique, la notion de raideur articulaire 'globale' ou raideur dynamique, correspond à la résistance au mouvement de l'articulation. Mécaniquement parlant, le calcul de cette raideur angulaire globale correspond au rapport entre une variation de couple/moment (T) et une variation d'angle (θ) – (Winter et al. 2001; Kuitunen et al. 2002)); ce qui est assimilable au comportement d'un ressort de torsion :

$$K_{globale} = \Delta T / \Delta \theta$$

Équation 1

Pour la caractériser les approches par analogies au pendule inversé sont appliquées généralement à l'aide d'une plateforme de force et/ou d'analyse du mouvement (i.e. Winter et al. 1998), ou par le montage de dispositifs expérimentaux (i.e. Fitzpatrick et al. 1992, Loram et al. 2001), permettant d'obtenir une mesure de l'angle et du couple développé à la cheville (i.e. Figure 7). Néanmoins, cette formule (Équation 1) n'est vraie que dans le cas où le système (l'articulation) a un comportement strictement linéaire avec une variable d'entrée (T) et une de sortie (θ), ce qui n'est pas le cas des articulations du corps humain. En effet, plusieurs structures (Fitzpatrick et al. 1992; Carpenter et al. 1999; Morasso & Sanguineti 2002) interviennent dans l'articulation et contribuent à cette raideur globale, parmi lesquels on note: les élasticités élémentaires des tissus musculaires, les aponévroses, le(s) tendon(s), les ligaments, le liquide synovial, la capsule articulaire, la peau. Le tonus musculaire (actif et passif), régulé par le système de contrôle postural et l'activité réflexe, contribue également au développement de cette raideur. Cependant, le rôle de chacun des composants reste difficile à isoler, mais peut être quantifiable *in vivo* grâce à des modélisations et outils/techniques de mesures faisant appels à des hypothèses simples.

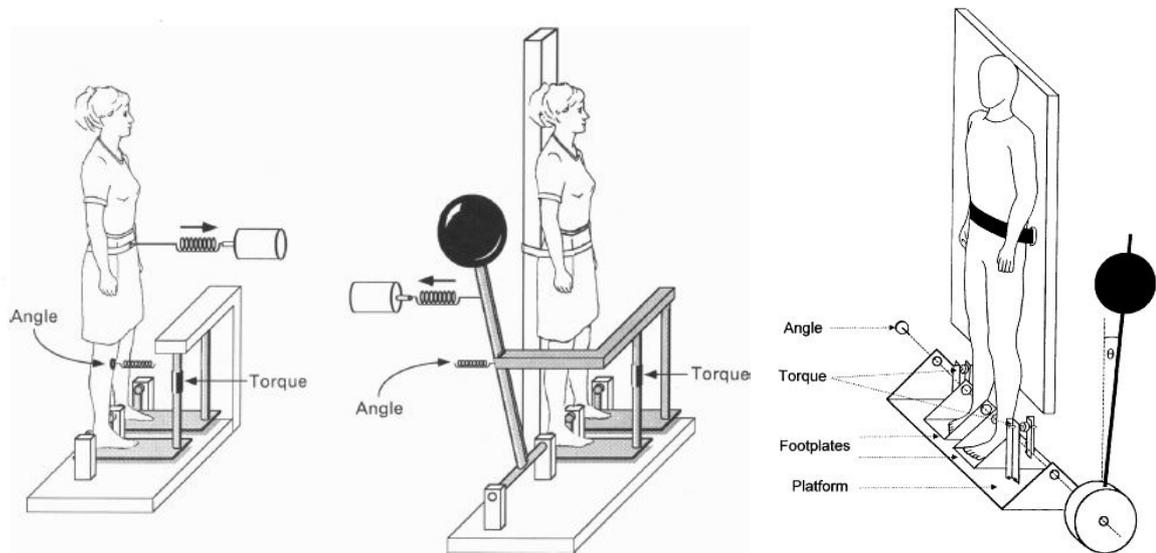


Figure 7 - Exemple des montages proposés par: Fitzpatrick (1992) gauche et Loram et al. (2001) droite

Les limites de tels dispositifs est tout d'abord liée à leur difficulté de montage, d'autre part ces approches donnent une mesure de la raideur articulaire dynamique ou globale et comme mentionné précédemment, la notion de raideur globale reste floue quant à la contribution et part de chaque composant et boucle de contrôle. D'autre part, les valeurs de raideurs mesurées dépendent de l'amplitude de mesure des angles à la cheville et des perturbations imposées (Kearney & Hunter 1982, Loram et al. 2004). Ceci rendrait difficile l'application de cette approche à des sujets âgés présentant des conditions comme celles identifiées ci-dessus. A noter également que la notion de pendule inversé a été controversée quant à son application au sujet âgé (pathologique), qui utiliseraient peu la stratégie de cheville (i.e. Jette et al. 1990, Judge et al. 1996, Nardone & Schieppati 2010).

La diversité des structures et mécanismes entrant en jeu dans l'articulation, a conduit à la définition de plusieurs types de raideurs et de méthodes permettant de les caractériser. Dans un premier lieu, en écartant les échelles de mesures cliniques de la raideur, un bref rappel du modèle musculaire le plus utilisé est nécessaire.

Rappel: Modèle mécanique à 3 composantes

Quand il s'agit de caractériser le comportement mécanique *in vivo*, le modèle conceptuel de Hill à 3 composantes (Hill 1950), reste le plus répandu (Figure 8). Son avantage principal est qu'il permet de distinguer entre les diverses propriétés élastiques du muscle.

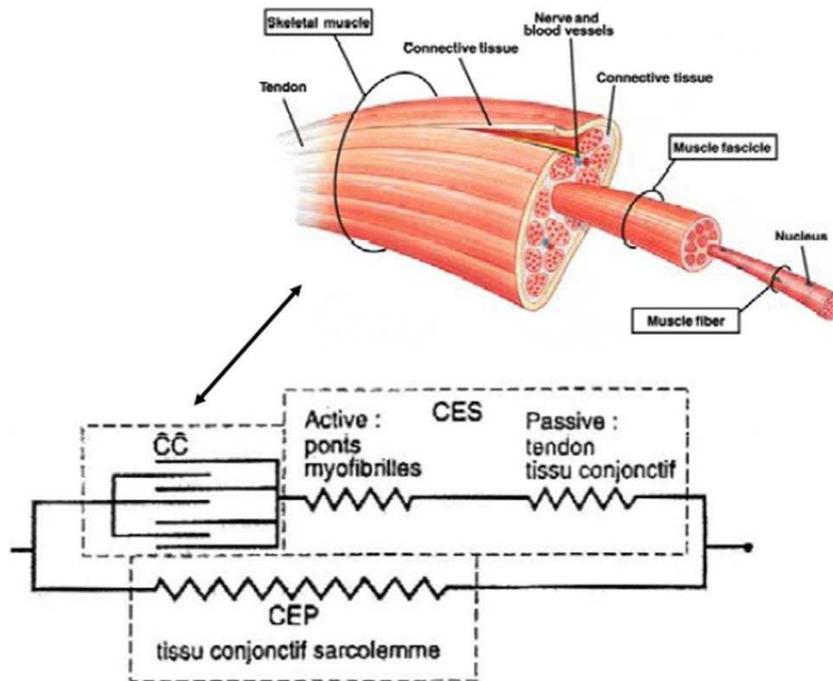


Figure 8 - Modèle de Hill modifié par Shorten (1987)

La composante contractile (CC) est le générateur de force, résultante des déplacements des ponts entre les têtes d'actines et myosines. Cette force générée est transmise de manière élastique à l'articulation à travers la composante élastique série (CES), qui a donc un rôle de stockage et restitution d'énergie. La CES comprend une partie active liée aux élasticités élémentaires des ponts d'actine-myosine et des myofibrilles lors de la contraction, et une partie passive liée au tendon et tissu conjonctif (Huxley & Simmons 1971). Ainsi la vitesse de montée en force du muscle dépend de la raideur/souplesse de la CES (Figure 9)

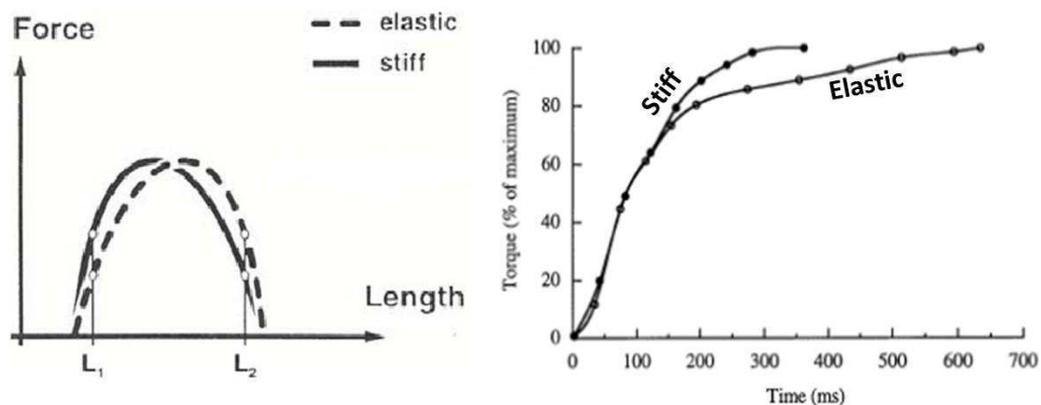


Figure 9 - Gauche (figure adaptée de (Herzog & Nigg 1994)), montrant que la pente de la relation force-longueur d'un muscle pour une CES plus raide ('stiff') est plus élevée; Droite (figure adaptée de (Narici et al. 1996)), montrant qu'avec stimulation électrique, le couple maximal est atteint plus tôt pour une CES plus raide

Finalement, la composante élastique parallèle (CEP) intervient uniquement lorsque le muscle au repos est en état d'étirement par rapport à sa longueur initiale. Elle englobe le sarcolemme, le fascia, et

les interactions résiduelles entre les protéines contractiles (Titine, Nébuline, Désmine (Horowitz et al. 1986)).

En pratique, plusieurs types de raideurs ont été définis et peuvent être quantifiables *in vivo*.

Raideur musculotendineuse

La raideur musculotendineuse (Goubel & Pertuzon 1973), est calculable au niveau d'un groupe musculaire (i.e. muscles fléchisseurs plantaires, extenseurs du coude). Elle caractérise la raideur de la CES dans sa globalité (parties active et passive) et prend en compte le comportement de l'aponévrose (Magnusson et al. 2003). Les rôles élémentaires de la CES sont variés: atténuation des effets brusques de la contraction sur les structures articulaires, stockage et restitution ou dégradation d'énergie mécanique (Bouisset & Matton 1995). Ce processus de stockage intervient lorsque l'exécution d'un mouvement nécessite une courte phase de 'pré-étirement' automatiquement suivie par une phase de raccourcissement du muscle (cycle 'étirement-détente'). Ceci permet une amélioration du rendement tant que les deux phases se succèdent rapidement (Bosco et al. 1982), sinon l'énergie stockée se dissipe sous forme de chaleur. On retrouve ce phénomène dans différents mouvements simples ou complexes: micro-oscillations en position debout, marche, course et mouvements sportifs.

De manière générale, les muscles 'antigravitaires' (i.e. fléchisseurs plantaires) sont mis sous tension lorsque le membre inférieur est en charge. Lors des oscillations posturales, la CES aura pour rôle de transmettre efficacement l'énergie élastique de déformation (du muscle) à l'articulation (Alexander & Bennet-Clark 1977; Shadwick 1990), pour maintenir l'équilibre.

La caractérisation de cette raideur se fait à l'aide de techniques de 'détentes-rapides' ou 'Quick-Release' (Goubel & Pertuzon 1973; Pousson et al. 1990), réalisées à l'aide d'ergomètres (i.e. Figure 10). Le principe de cette technique est d'isoler l'articulation et soumettre le groupe musculaire à un cycle d'étirement-détente. Cela a tout d'abord été appliqué pour l'articulation du coude, puis de la cheville (Mainar et al. 1995), ensuite du poignet (Cornu et al. 2003) et même récemment pour le cou (Portero et al. 2011).

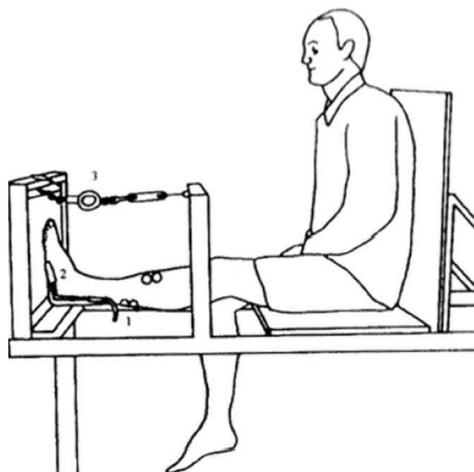


Figure 10 - Illustration d'un montage de détente rapide pour la cheville (figure adaptée de (Rosager et al. 2002))

$$S_{MT} = I \times \frac{\Delta \ddot{\theta}}{\Delta \theta} ; I = \frac{T}{\ddot{\theta}_{\max}}$$

Où S_{MT} est la raideur musculotendineuse, I le moment d'inertie extrapolé du système (pied-pédalier), T la mesure du couple avant le relâchement du pédalier, $\ddot{\theta}_{\max}$ l'accélération angulaire maximale enregistrée, $\Delta \theta$ et $\Delta \ddot{\theta}$ les variations d'angles et d'accélération angulaire sur une durée de 15-20ms suivant le pic d'accélération. Généralement, l'ergomètre est équipé d'un capteur de force et de position du pédalier et l'accélération angulaire est obtenue par double dérivation et filtrage du signal angulaire.

Cette formule est valable en supposant les hypothèses suivantes durant le court instant suivant le relâchement:

- Pas d'intervention des muscles antagonistes
- Pas de raccourcissement de la CC
- Pas de friction dans l'articulation

Ainsi le mouvement du segment osseux caractériserait le comportement global de la CES et de l'aponévrose.

Raideur musculoarticulaire

La raideur musculoarticulaire est également calculable pour un groupe musculaire et prend en compte le comportement globale de la CES mais également des structures environnantes de l'articulation: ligaments, liquide synovial, friction articulaire (congruence des surfaces) et la peau. Cette raideur caractérise le comportement du muscle et de l'articulation lorsque cette dernière est soumise à des perturbations (Hunter & Kearney 1982; Shorten 1987). Pour la quantifier, des équipements d'isocinétisme composés de bras/pédale mobiles commandés sont utilisés. Le but est de soumettre l'articulation (i.e. genou ou cheville) (Figure 13) à des perturbations sinusoïdales de position pendant que le sujet relâche son articulation (mesure passive) ou s'oppose au mouvement en développant une force/couple constant (mesure active) (Hunter & Kearney 1982). Cette raideur est extraite de la résolution d'une équation différentielle du 2nd ordre caractérisant le comportement de l'articulation lors des perturbations. Cette équation comprend une composante inertielle I , visqueuse B et élastique S_{MA} - $C(t) = I \times \ddot{\theta}(t) + B \times \dot{\theta}(t) + S_{MA} \times \theta(t)$ avec $C(t)$ la valeur de couple mesurée.

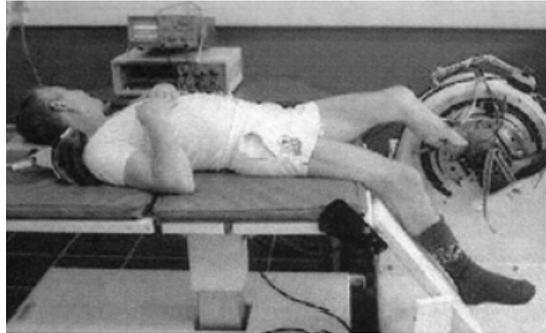


Figure 13 - Exemple d'ergomètre de cheville pour de l'isocinétisme (figure adaptée de (Ochala et al. 2004))

Cependant ce type d'équipement coûte relativement cher et présente quelques limites techniques: par exemple si les segments des articulations sont maintenues horizontalement lors des expérimentations, alors les données mesurées sont uniquement dues à l'inertie des composantes en mouvement (Robinson et al. 1994). D'autre part, le protocole ne serait pas très adéquat à notre population cible, dans la mesure où le maintien d'un(e) couple/force constant(e) sur une durée prolongée serait assez difficile pour un sujet âgé, d'autant plus que les amplitudes de mouvement aux articulations sont également réduites et cela pourrait biaiser les résultats (Kearney & Hunter 1982). Quant à la mesure passive, elle ne présente aucun intérêt dans l'étude de l'équilibre, car elle est indépendante de l'élasticité du tendon et n'aurait aucune relation avec le développement de force durant un cycle d'étirement-détente (Kubo et al. 2001).

Raideur musculaire ou tendineuse

Cette raideur est évaluée à l'échelle d'un seul muscle (ou tendon) et se fait de manière locale à l'aide de technique d'imagerie ultrasonique (Fukunaga et al. 2001; Kubo et al. 2001) en condition de contraction isométrique. Sur les images, un ensemble de points sont identifiés et leur déplacement est suivi et quantifié en fonction du temps (Figure 14).

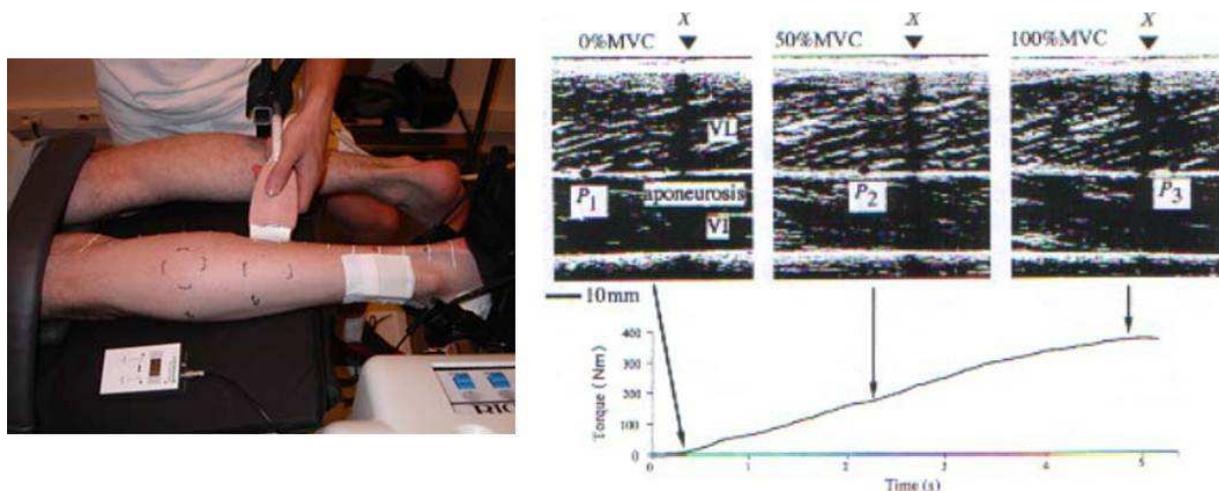


Figure 14 - Illustration d'un suivi de points par imagerie ultrasonique (figure adaptée de (Kubo et al. 2002)) – MVC : Couple maximale volontaire

La raideur est ensuite calculée comme pente de la relation force-déplacement. Et concernant l'effet de l'alitement, des études utilisant cette approche, ont reporté une augmentation de 30% du déplacement maximal du complexe musculotendineux suivant une contraction (Seynnes et al. 2008), attribuable à une diminution de la raideur des muscles (partie active de la CES) et des tendons (-36% après 23 jours d'alitement, Pisot et al. 2008).

Ces approches nécessitent des équipements d'imagerie ultrasonique, qui sont utilisés lors d'une contraction isométrique du muscle en position couchée (i.e. Kubo et al. 2002) ou érigée (Loram et al. 2005a) du sujet. Les informations obtenues (i.e. courbe force-déplacement) sont précises mais décrivent le comportement du tissu musculaire à l'échelle locale uniquement (fibres musculaires ou partie de tendon visibles en fonction de la sonde utilisée) et ne peuvent être généralisable à l'échelle du muscle entier, d'autant plus que seul les muscle superficiels peuvent être explorés. Par rapport à notre population cible, cette approche présente quelques limites, car d'une part le galbe des sujets âgé est souvent plissé, ce qui peut compliquer le déplacement de la sonde; mais aussi la déshydratation et la sarcopénie compromettrait la clarté des images.

Ainsi, nous nous sommes intéressés par la suite, uniquement aux méthodes de caractérisation de la raideur musculotendineuse à la cheville par approche de détente-rapide ou «Quick-Release». L'intérêt de cette méthode réside tout d'abord du fait de sa simplicité de mise en œuvre, plus adaptée et applicable aux sujets âgés. Et actuellement des ergomètres transportables existent, permettant un accès assez rapide aux données de raideurs (Lambertz et al. 2008).

Revue des méthodes de détente-rapide ou « Quick-Release »

Les premières publications sur les méthodes de détente rapide ont été proposées par les équipes de l'université de technologie de Compiègne pour l'articulation du coude (Goubel 1973, Pousson et al. 1990), puis l'articulation de la cheville (Mainar et al. 1995, Tognella et al. 1997). Des ergomètres ont été proposés pour effectuer des mesures de Quick-release en position assise du sujet. Une synthèse des premières consignes expérimentales a ensuite découlé :

- Contrôle de l'activité antagoniste/reflexe par des mesures EMG.
- Seuil minimal de couple de flexion plantaire correspondant à 25% de la MVC (Tognella et al. 1997), car pour de faibles niveaux d'activation musculaire (<20% de la MVC) des sources de bruits non négligeables pourraient biaiser les signaux: friction résiduelle du pédalier, le mouvement des tissus mous, la force antagoniste, l'inertie du pédalier et le possible raccourcissement de la CC.
- Moment d'inertie du pédalier peu élevé face à celui du pied.

Puis Hof (1997a) a proposé un ergomètre pour des tests en position debout du sujet, avec une mesure directe de l'accélération angulaire (à travers un accéléromètre). Et va également imposer des directives :

- Rigidifier l'interface pied- pédalier (pas de mouvements relatifs, i.e. décollement du talon).
- Alignement des axes de rotations (cheville-pédalier).
- Répétition des mesures par niveau de couple (minimum 3 répétitions).
- Masse réduite des matériaux composant le pédalier.

Il va aussi proposer une méthode de correction de l'inertie extrapolée, en recommandant d'avoir une connaissance à priori du moment d'inertie du pédalier (Hof 1997b) et raffiner l'approche en dissociant l'éventuel effet de raccourcissement de la CC. La notion de 'release-curve' (Figure 15) a ensuite été introduite, caractérisant la dépendance entre raideur musculotendineuse et niveau de couple.

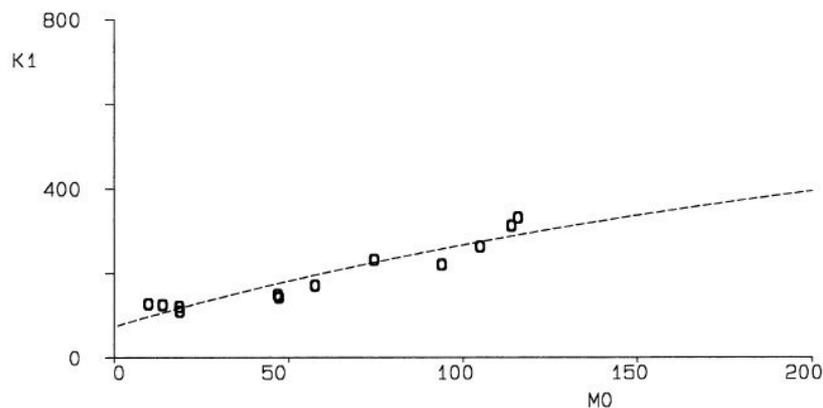


Figure 15 - 'Release-curve' de Hof (1998), K1: raideur musculotendineuse; M0 : couple/moment de flexion plantaire à la cheville

Puis de Zee et Voigt (2001) ont réexaminé la méthode de Hof (1997a, b) en proposant également des corrections du moment d'inertie, du raccourcissement de la CC et de l'éventuelle contribution de la CEP (la cheville étant initialement à 10° de flexion dorsale). Ils obtiennent une 'release-curve' comparable à celle de Hof (1998) (Figure 16).

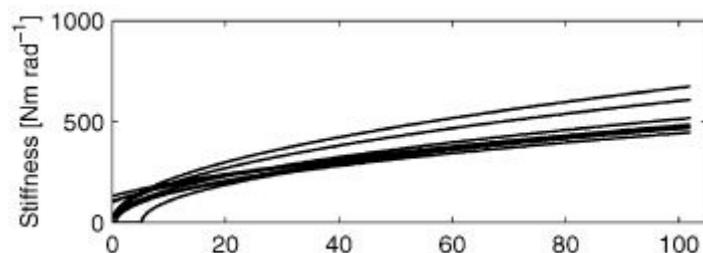


Figure 16 - 'Release-curve' obtenues par de Zee et Voigt (2001)

Ces auteurs émettent des doutes par rapport à la plausibilité des mesures et suggèrent que la méthodologie du «Quick-release» manque de vérification et nécessite des raffinements. A la lumière de ces résultats, la notion d'indice de raideur (ou 'stiffness index' - SI_{MT}) a été proposé par les équipes de Compiègne (Lambertz et al. 2001, 2003a, 2003b), en tant que pente de la droite de régression linéaire entre valeurs correspondantes de couple et de raideurs (Figure 17). Du point de vue mécanique, cet indice est un indicateur de 'linéarité' de la raideur en fonction du couple, entre autre il indique la capacité du sujet à moduler sa raideur avec la variation de force développée. L'avantage de ce paramètre est qu'il permet de mieux comparer des populations en écartant l'influence de facteurs tels que la force max ou l'architecture du muscle du sujet (i.e. aire de section physiologique et angles de 'pennation' des fibres).

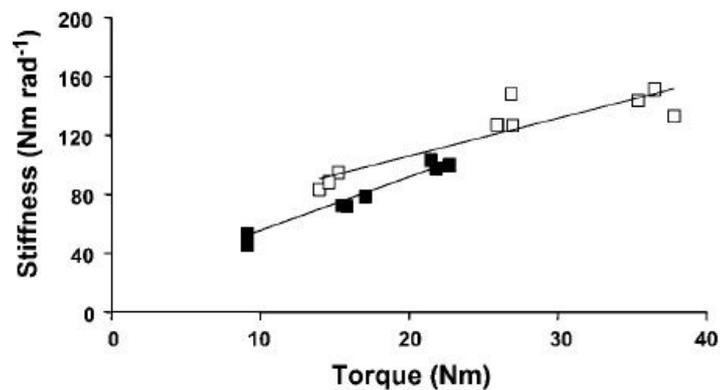


Figure 17 - Exemples des droites de régressions raideur-couple pour 2 sujets enfants pré pubères (Lambertz et al. 2003b).

Récemment, un ergomètre transportable a été proposé (Lambertz et al. 2008), où le poids de tous les composants a été réduit afin de minimiser les effets inertiels (Figure 18).



Figure 18 - Image de l'ergomètre transportable proposé par Lambertz et al. (2008)

La validation du dispositif a été établie en démontrant la répétabilité des mesures de raideur et l'invariance du moment d'inertie extrapolé avec les niveaux de couple, même si ce dernier était en réalité sous-estimé (par rapport à la valeur réelle de l'inertie du système pédalier-pied).

Plus récemment, une méthode ('alpha-method') a été reprise pour la caractérisation différenciée des parties actives et passives de la CES (Fouré et al. 2010), mais l'approche est différente des approches cités ci-dessus, dans la mesure où le pied est sollicité vers la flexion dorsale (-20°) et ce en utilisant un dispositif d'isocinétisme.

Une synthèse des études de « Quick-Release » publiés sur la cheville est présentée dans le tableau ci-dessous (Tableau 3) :

Source	N	Sexe	Age	Position genou	Position cheville	Objectif de l'étude
Hof 1998	12	M	34	180°	-15°	Note technique
De Zee & Voigt 2001	10	M	33(6)	110°	-10°	Note technique
Lambertz et al. 2001	14	M	X	120°	0	Effet du vol spatial
Lambertz et al. 2003a	28	16(F)	7-10	120°	0	Effet de la pré-puberté
Lambertz et al. 2003b	12	M	X	120°	0	Effet du vol spatial
Ochala et al. 2004a	11	M	61-74	90°	0	Effet du vieillissement
Ochala et al. 2004b	28	13(F)	77	120°	0	Différence M/F
Ochala et al. 2007	26	13(F)	77	120°	0	Effet de l'entraînement
Lambertz et al. 2008	7	M	25(2)	120°	0	Note technique
Rabitta et al. 2008	9	M	24(4)	90°	0	Effet de l'entraînement chez les sportifs
Grosset et al. 2009	30	M	21(1)	120°	0	Effet du type d'entraînement

Tableau 3 - Synthèse des études utilisant du "Quick-Release"

La microgravité a montré une augmentation de 25% de l'indice de raideur musculotendineuse et diminution de 21% de la raideur musculoarticulaire passive chez des cosmonautes (après 90-180 jours en microgravité). Ces résultats suggèrent qu'une diminution de la raideur passive, est compensée par une augmentation de la raideur active (Lambertz et al. 2001, 2003b) ; entre autre l'augmentation de la souplesse des structures élastiques est compensée par un changement des seuils d'activations musculaires. Sinon le tableau montre que peu d'études comparatives ont été réalisées sur sujets âgés, à part celles d'Ochala et al. (2004a) sur 11 sujets âgés sains et sédentaires (vs. 12 sujets jeunes de contrôle), reportant un indice de raideur musculotendineuse nettement plus élevé avec l'âge (+55%).

Synthèse

Les discussions sur la méthodologie du «Quick-release» ont toujours tourné autour du calcul de l'inertie du système en mouvement, car le calcul de la raideur se base fortement sur ce paramètre. En réalité, l'inertie opposée au mouvement par le pédalier mobile et le segment du pied, empêchent le raccourcissement instantané des éléments élastiques lors de la phase d'accélération, puis contribue au mouvement lors de la décélération. De plus, le risque d'étirement ou raccourcissement de la CC (Pousson et al. 1990), peut toujours survenir pendant le relâchement surtout à faibles niveaux de contractions. Même si certains auteurs (Hof 1997b, 1998 ; de Zee & Voigt 2001) ont proposé des méthodes permettant des corrections de ces 2 facteurs, leurs dispositifs expérimentaux sont difficiles à reprendre, en effet, à notre connaissance aucune étude n'a repris leurs modèles étant donné le doute qu'ils ont émis sur la méthode. Dans les études publiées par les équipes de Compiègne, aucune vérification sur le moment d'inertie n'est établie, à part dans l'étude de Lambertz (2008) où le moment d'inertie était minimisé, et la validité des résultats reposait sur la répétabilité des mesures et le fait que le moment d'inertie calculé restait constant quel que soit le couple mesuré. D'autre part, d'un point de vue application, aucune étude n'a été réalisée sur des populations gériatriques (>75ans) ayant des troubles d'équilibres.

Même si sur le principe, l'application de cette méthode à la population cible semble envisageable, il n'en demeure pas moins qu'une vérification des calculs reste à l'ordre du jour (de Zee & Voigt 2001). Entre autre, en écartant la possibilité d'une étude de reproductibilité sur sujet âgé, la validité des mesures requiert inéluctablement une vérification du moment d'inertie extrapolé, par comparaison avec des mesures de 'référence'. Cette vérification nécessite en amont d'avoir une estimation précise du moment d'inertie du pied.

Analyse de l'équilibre

La quantité d'études publiées utilisant des approches de stabilométrie sur sujet jeune ou âgé, est très consistante. Certaines d'entre elles s'adressent à diverses pathologies et suggèrent que cette approche reste un outil clinique utile pour évaluer les troubles de l'équilibre, mais la sensibilité des paramètres quant à leur signification 'clinique', restent au cœur des débats (Chiari et al. 2000, Lacour et al. 2008, Rougier 2008, Visser et al. 2008, Nardone & Schieppati 2010, Chaudhry et al. 2011). En effet, peu d'études ont permis d'explicitier les paramètres les plus significatifs, permettant de distinguer des groupes/pathologies et conditions d'expérimentations (Maurer & Peterka 2005). Ainsi la première partie de cette revue de littérature s'est focalisée sur les limites techniques reportées de la stabilométrie et des paramètres extraits. La deuxième partie, s'est adressée aux études les plus citées portant sur des populations âgées (saines et pathologiques). Les objectifs étant de guider au mieux notre choix de protocole et conditions d'acquisitions d'une part, ainsi que la sélection des paramètres appropriés pour l'étude à mener.

La littérature a tout d'abord montré que les paramètres stabilométriques peuvent être classifiés en 3 grandes catégories:

1. Les paramètres/scores 'statistiques sommaires' (ou SSS), issus de l'étude des signaux temporels ('stabilogramme') et du 'statokinésigramme', sont de simples descripteurs univariés des oscillations posturales (Gagey 1991, Prieto et al. 1996)
2. Les paramètres fréquentiels, dérivés de l'étude des spectres fréquentiels, par transformée de Fourier des signaux recueillis (Prieto et al. 1996) ou d'une analyse en ondelettes (Dimitrescu & Lacour 2004).
3. Les paramètres stochastiques, extraits d'une analyse fractale des stabilogrammes et qui permet d'analyser la dynamique du COP (Collins & De Luca 1993 ; Rougier 1999 ; Delignères et al. 2003)

Limites techniques et choix de paramètres stabilométriques

Paramètres de stabilométrie 'traditionnels'

Tout d'abord au niveau des paramètres 'statistiques sommaires' (SSS) et fréquentiels (Prieto et al. 1996), les paramètres de vitesses de déplacement du COP auraient permis de distinguer entre des groupes de sujets sains et pathologiques et de relever les effets de la vision (i.e. dans l'étude du Parkinson, Maurer et al. 2003; des neuropathies périphériques, Horak et al. 2002 ; ou de l'instabilité chez les sujets âgés, Maki et al. 1990). Aussi, les mesures d'amplitudes selon la direction médiolatérale seraient également de bons indicateurs de troubles de l'équilibre chez les sujets âgés (Piirtola & Era 2006). Cependant, ces paramètres (SSS) seraient sensibles à la fréquence d'échantillonnage et la durée des mesures (Carpenter et al. 2001, Rougier 2008), par exemple la longueur totale parcourue, la vitesse de déplacement et la surface du 'statokinésigramme' augmenteraient avec la durée et fréquence d'échantillonnage (Granat et al. 1990, Raymakers et al. 2005). D'autre part, il existe des différences inter et intra individuelles importantes de ces mesures (Visser et al. 2008, Nardone & Schieppati 2010) dues à des variabilités du 'statokinésigramme' (i.e. Figure 19).

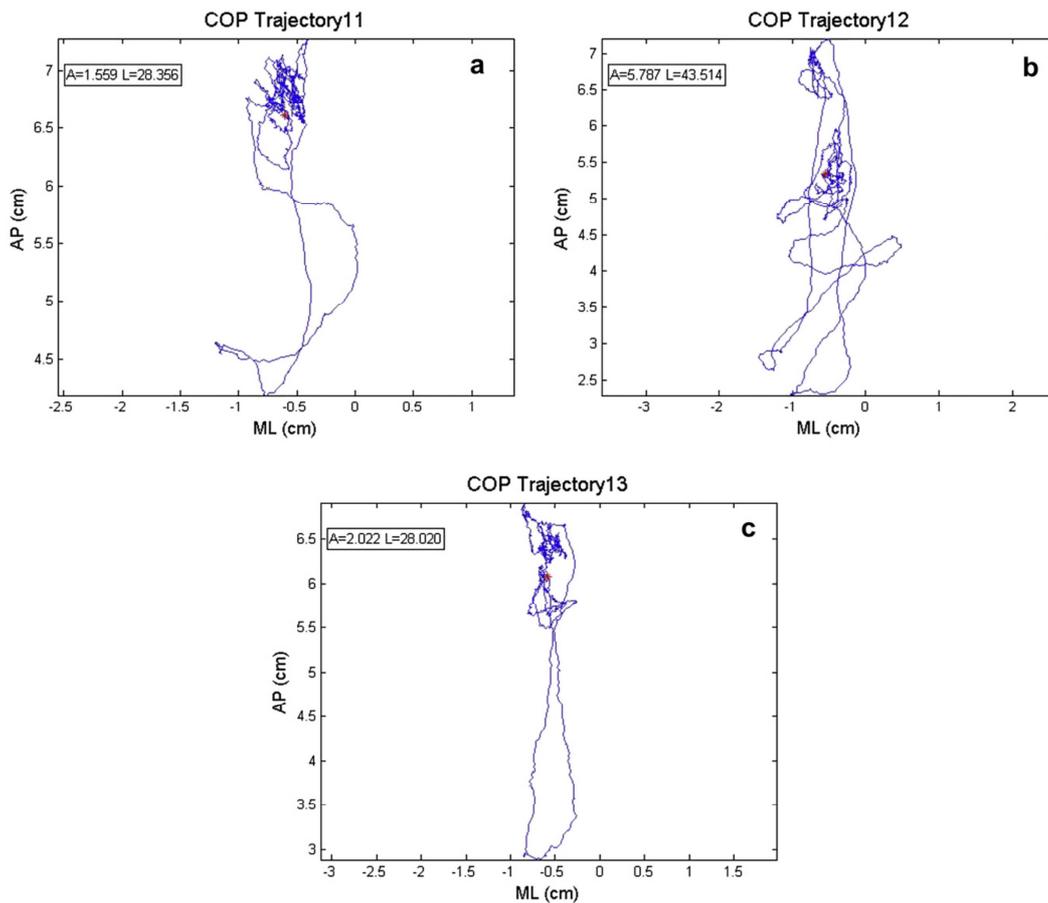


Figure 19 - Variabilité des 'statokinésigrammes' d'un même sujet sain jeune (Chaudhry et al. 2011)

Ainsi, les résultats ne seraient adéquats que si moyennés sur plusieurs acquisitions (i.e. plus de 5 essais de 60s chacun, Doyle et al. 2008), étalées sur plusieurs jours (Santos et al. 2008). Favorablement, il s'est avéré que les sujets âgés (sains) sont convenablement répétables au niveau des mesures stabilométriques, sauf pour les paramètres surfaciques (Lin et al. 2008, avec 3 mesures par session et 4 sessions sur une semaine).

D'un autre côté, l'étude des paramètres fréquentiels se fait sur le signal de densité spectrale de puissance. Afin de le calculer, la transformée de Fourier discrète (FFT, i.e. Figure 20) est généralement appliquée aux signaux de déplacements du COP, mais la FFT présente quelques limitations majeures (Lacour et al. 2008): la précision dans les basses fréquences est limitée par la durée de l'enregistrement et dans la gamme de haute fréquence par la fréquence d'échantillonnage. C'est pourquoi il a été suggéré d'avoir une durée minimum d'acquisition de 20 secondes, afin d'avoir un spectre représentatif (Carroll & Freedman 1993).

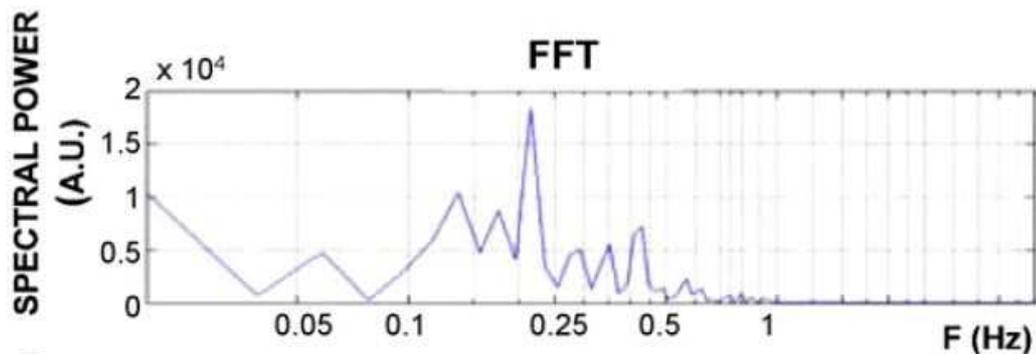


Figure 20 - Exemple de spectre fréquentiel sur sujet sain en condition normale (Lacour et al. 2008)

Comme montré sur la figure, de nombreux facteurs (i.e. inertie du corps, rythme cardiaque, mouvements respiratoires) font que le spectre est décalé vers le domaine des basses fréquences (entre 0.2 et 0.4 Hz, Powell & Dzendolet 1984), où la plupart des oscillations du corps sont concentrées.

Comme pour tout autre type d'expérimentation en milieu de laboratoire, les conditions expérimentales (ne reflétant pas vraiment la situation de tous les jours) auront un impact non négligeable sur les résultats (i.e. répétitions/familiarisations avec les essais (Tarantola et al. 1997), instruction donnée au sujet (Zok et al. 2008), position des pieds, distance de la cible visuelle (Gagey 1991a)), signalant le manque de normes internationales qui faciliteraient la comparaison des valeurs entre les études (Visser et al. 2008).

Tous ces facteurs cités ci-dessus, ont fait que la plupart des résultats des études antérieures analysant la stabilité posturale chez différentes tranches d'âge ont été ambigus: certains ont reporté des différences liées à l'âge des oscillations posturales (Overstall et al 1977; Era & Heikkinen 1985), tandis que d'autres non (Dornan et al 1979). Par exemple, Overstall (1977) a montré que les amplitudes antéropostérieures, augmentaient avec l'âge, cependant, Fernie et al. (1982) a constaté que la mesure de la vitesse moyenne ne varie pas avec l'âge. Les implications cliniques, en termes de contrôle moteur, de la majorité de ces études étaient minimales, surtout car l'analyse des données stabilométriques se limitait aux paramètres statistiques sommaires (SSS), difficilement interprétables d'un point de vue physiologique.

Les limites de ces paramètres stabilométriques (dit 'traditionnels'), indiquent la nécessité d'utiliser d'autres outils mathématiques (statistiques) pour caractériser les mécanismes du contrôle postural : i.e. les approches par analyse fractale (i.e. Mandelbrot & van Ness 1968) introduites pour la première fois par Collins et De Luca (1993).

Analyse fractale

Collins et De Luca (1994) ont montré que les fluctuations du COP ne sont pas uniquement aléatoires et dépendent de l'échelle temporelle d'observation. L'analyse fractale se base sur la loi d'Einstein sur les mouvements Brownien classiques formels, et permettrait d'obtenir des informations

en termes de contrôle moteur. Utilisée à la base pour étudier des modèles financiers (Mandelbrot & Van Ness 1968), le principe de cette analyse fractale suggère que le signal temporel (déplacement du COP) est une combinaison de phénomènes déterministes et stochastiques (ou aléatoire i.e. ‘two-way random walk’) corrélés, pour qui une relation linéaire existerait entre la moyenne du carré des déplacements (parcourue par le COP) et les intervalles de temps de mesure:

$$\langle \Delta r^2 \rangle \approx 2D \times \Delta t$$

Où $\langle \Delta r^2 \rangle$ représente la moyenne du carré des distances entre chaque paire de points du statokinésigramme, séparées par l’intervalle de temps Δt (Figure 21) et D le ‘coefficient de diffusion’. A partir de cette mesure, le variogramme (ou signal de diffusion) est calculé comme la courbe des paires [moyenne du carré des distances - intervalle de temps] correspondants.

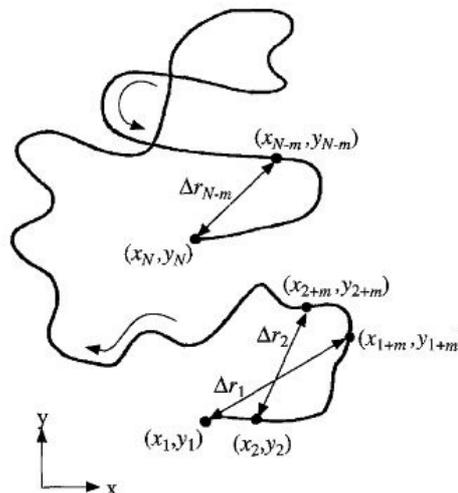


Figure 21 - Calcul des distances par paires de points (figure adapté de Collins 1995)

Une illustration typique de la forme d’un variogramme est montrée ci-contre (Figure 22A) et le paramétrage de ce graphe se fait par l’identification de 2 régions/composantes: ‘court’ et ‘long’ termes, basées sur l’ordre de grandeur des intervalles de temps Δt . Ces 2 régions sont séparées par un point de transition (‘point critique’, Δt_c) à partir duquel le signal de diffusion commence à converger.

Pour l’analyse fractale, plusieurs modèles stochastiques ont été testés afin de décrire au mieux la dynamique du COP (Riley et al. 1997, Newell et al. 1997, Chiari et al. 2000, Delignières et al. 2003), mais le modèle de base proposé par Collins et De Luca (1993 et 1995a) reste le plus adapté et le plus utilisé, même si des améliorations de la méthode ont été proposées pour les calculs des paramètres ‘stochastiques’ (Rougier 1999, Chiari et al. 2000). L’interprétation physiologique de ces paramètres est basée sur les mécanismes de boucles de contrôle : entre autre sur les courts intervalles de temps, le système de contrôle postural est dit en ‘boucle ouverte’ et collecte les informations sensorielles (comportement dit ‘persistant’ du COP); et sur les long intervalles, le système est en boucle fermée et va effectuer les ajustements sur la base des informations collectées (comportement dit ‘anti-persistant’ du COP).

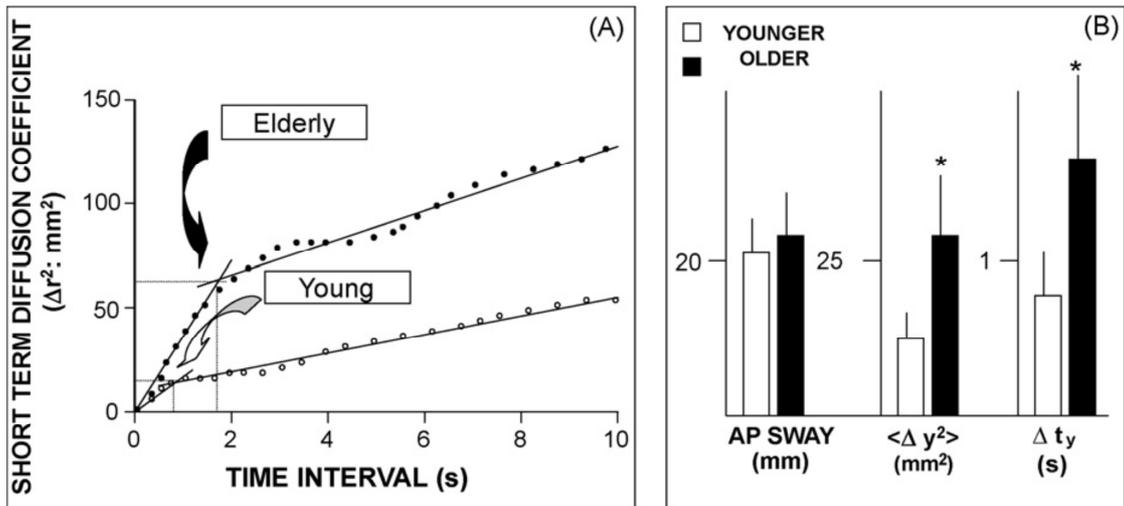


Figure 22 – Exemple de “Variogramme stochastique” (A) qui est la courbe décrivant les carrés des déplacements du COP (Δr^2) par intervalle de temps. (B) moyennes (SD) de paramètres statistique et stochastiques (figure adaptée de Collins & De Luca 1993)

L'exemple ci-contre (Figure 22B), ne montre aucune différence significative entre les groupes jeunes et âgés au niveau du paramètre statistique (oscillation antéropostérieure ‘AP Sway’) à l’inverse des paramètres stochastiques.

Les limites de ce type de modélisation (Mandelbrot & van Ness 1968) ont été soulevés plus tard par Delignières (2003, 2011), qui stipule que leur application aux signaux temporels biologiques est problématique, car les mouvements Brownien formels n’ont pas de limite (étant donné qu’ils suivent une loi de puissance - $Var(\Delta x) \approx \Delta t^{2H}$). Les signaux biologiques ayant des ‘limites physiologiques naturelles’ (i.e. le déplacement du COP est limité par la surface du polygone de sustentation et/ou des longueurs des pieds), auront donc une variance ne pouvant dépasser un certain seuil, ce qui explique la convergence des variogrammes. Sur ce, cette durée de la composante court-terme (ou ‘interval critique’) représenterait par exemple le temps nécessaire à la variable (i.e. COP) pour atteindre cette limite naturelle. L’interprétation pourrait donc être biaisée par cette frontière physiologique, et une analyse des signaux temporels dit ‘intégrés’ à l’échelle logarithmique (i.e. Newell et al. 1997), pourrait palier à ce problème et modéliser la diffusion du COP par un unique processus continu (et non à 2 composantes) (Figure 23).

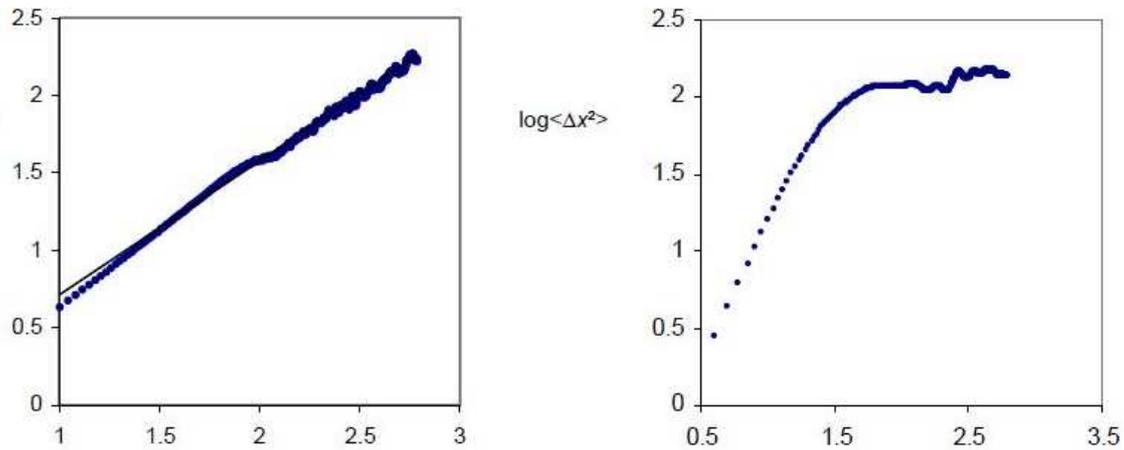


Figure 23 - Exemples de modèle de diffusion (Gauche: analyse des signaux ‘intégrés’, Droite: analyse fractale Brownienne), Δx^2 représente les distances au carré, l’échelle des abscisses correspond au logarithme des intervalles de temps ($\log \Delta t$). Figure adaptée de Delignières (2003)

Cependant, peu d’attentions ont été portées à ces modèles ‘unique’, par manque d’interprétation physiologique.

Ainsi, même si des controverses ont été soulevées, l’analyse fractale reste intéressante par sa capacité à offrir des paramètres potentiellement liées aux mécanismes de contrôle postural (Maurer & Peterka 2005). D’autant plus, ces paramètres seraient insensibles aux paramètres d’acquisitions (Raymakers et al. 2005) et sont répétables (Doyle et al. 2005).

Facteurs intrinsèques

Dans la quête de standardisation de la position, deux grandes études ont montré l’effet de facteurs intrinsèques au sujet sur les paramètres stabilométriques (Chiari et al. 2002, Rocchi et al. 2004), en démontrant que plus de 50% de la variabilité des paramètres est expliquée par la variabilité de ces facteurs (taille, poids, surface du polygone de sustentation, angle d’ouverture des pieds, largeur maximale du pied). Par exemple, la vitesse de déplacement serait influencée selon la direction antéropostérieure par la taille du sujet (Figure 24A).

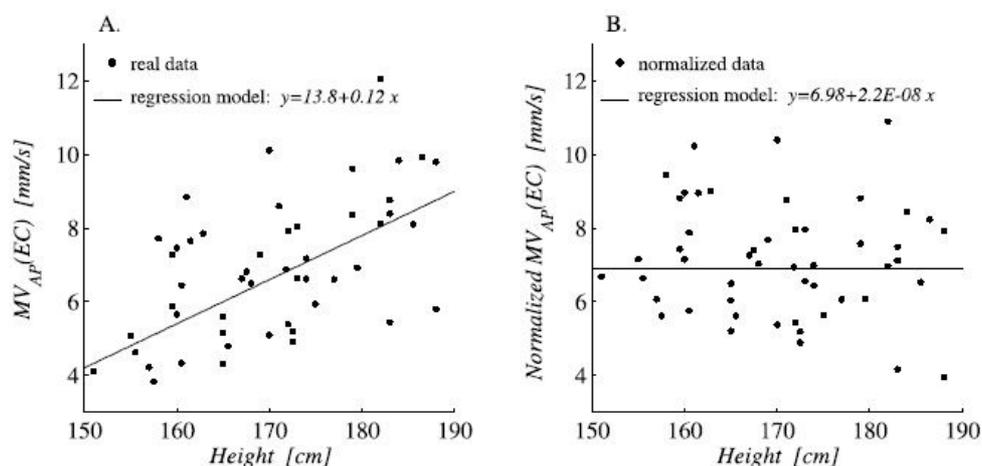


Figure 24 - Exemple de l’influence de la taille sur la vitesse de déplacement (A). Distribution des données après normalisation (B)

Le principe de cette normalisation est similaire à celui proposé par O'Malley (1996) pour les paramètres spatio-temporels de la marche, entre autre: chercher par paramètre, le modèle de régression linéaire (uni ou multi varié) utilisant le(s) facteur(s) intrinsèque(s), qui l'estime(nt) au mieux. Ensuite, les valeurs sont normalisées par une première soustraction entre valeur estimée (par le modèle) et valeur réelle, puis addition du résultat à la moyenne des données (i.e. Figure 24B).

Ainsi, en l'absence d'une position standard lors des tests, une normalisation est suggérée afin que les comparaisons ne soient pas biaisées (i.e. Figure 24B). A partir des interactions identifiées entre paramètres stabilométriques et facteurs intrinsèques, Rocchi (2004) a également proposé un ensemble de paramètres qui seraient à priori le moins influencé par ces facteurs.

Etudes réalisés dans le cadre du vieillissement

Concernant l'analyse de l'équilibre dans le cadre du vieillissement, la littérature est assez large, et quelque fois contradictoire. Nous nous sommes uniquement penchés sur les études de la position debout en statique (sans perturbations provoquées).

Une des premières études (Overstall et al. 1977) sur différentes tranches d'âge (Figure 25), montre que les oscillations posturales augmentent (non-linéairement) avec l'âge chez les hommes et femmes. Puis d'autres ont montré que les oscillations atteignent un niveau à partir de l'âge de 10 ans et se stabilisent jusqu'à 30 ans, puis augmentent progressivement (Era & Heikkinen 1985).

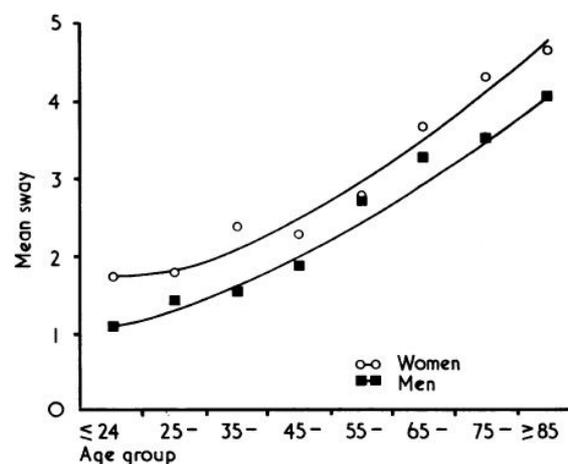


Figure 25 - Augmentation des oscillations posturales avec l'âge sur sujets sains - Overstall et al. 1977

Plus récemment, des études ont reportés des données sur les oscillations antéropostérieure (i.e. Abrahamova & Hlavačka 2008) et médiolatérales (Laughton et al. 2003), montrant qu'elles augmentent linéairement avec l'âge (Figure 26 et Figure 27) mais que les contributions relatives du système somatosensoriel ne changent pas (Colledge et al. 1994), dans la mesure où la dégradation des

performances d'équilibre entre sujets âgés et jeunes/adultes sont similaires lorsque les conditions sensorielles sont altérés (Figure 26).

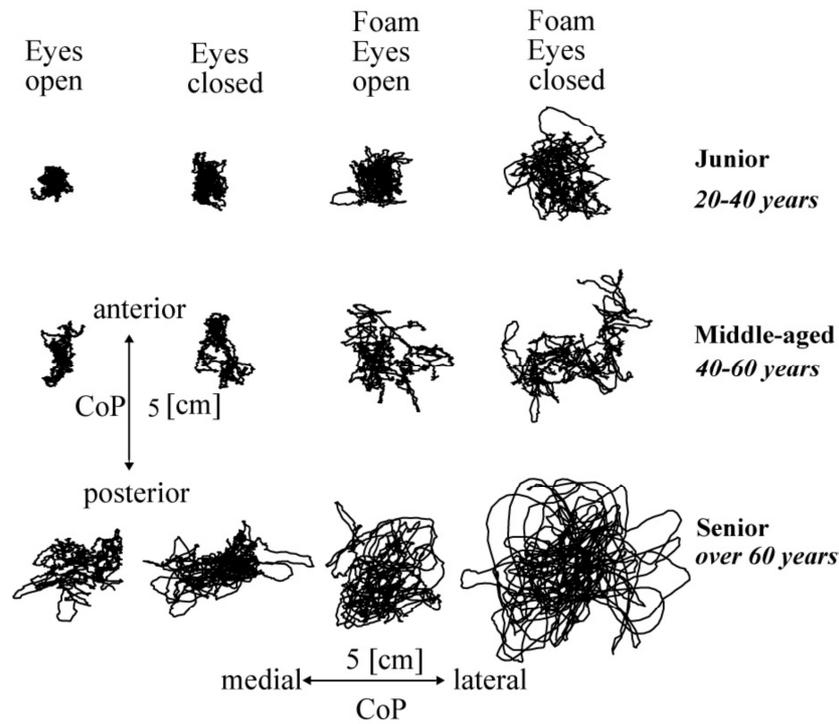


Figure 26 - Exemples de statokinésigrammes chez 3 sujets de tranches d'âges différentes et durant différentes conditions d'examen (Abrahamová & Hlavačka 2008)

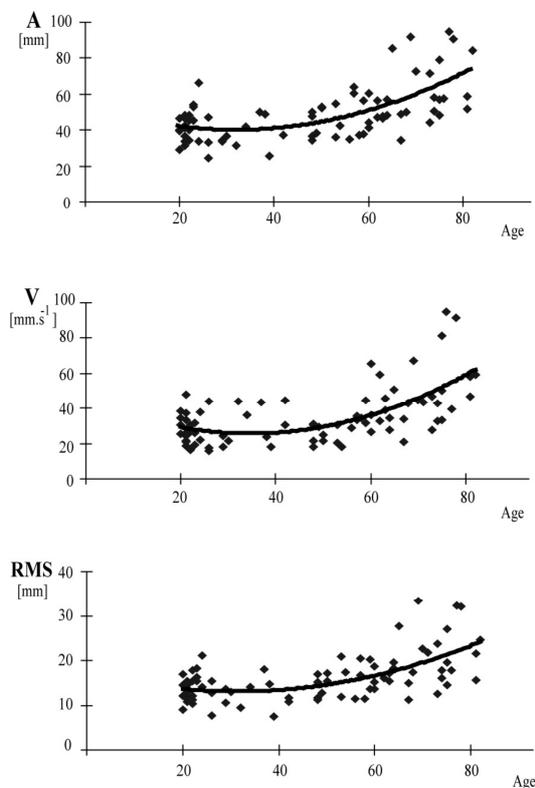


Figure 27 - Augmentation des oscillations posturales antéropostérieures avec l'âge (A: Amplitude, V: Vitesse de déplacement du COP, RMS: dispersion du déplacement) (Abrahamová & Hlavačka 2008)

De son côté, l'analyse fractale aurait fait ses preuves en identifiant des différences de stratégies de contrôle avec l'âge (Collins & De Luca 1995), indiquant que les sujets âgés ont des difficultés à s'adapter aux changements de conditions sensorielles. En effet, les 'variogrammes' enregistrés chez les sujets âgés (i.e. Figure 22A) suggèrent que ces derniers passent beaucoup plus de temps en 'boucle ouverte' et font appel aux ajustements ('boucle fermée') tardivement par rapport à des sujets sains jeunes ; ces observations corroborent les retards connus des réflexes (Inglin & Woollacott 1988) et la diminution de la proprioception (Skinner et al. 1984), conséquences directes du vieillissement. Les différences au niveau des paramètres 'stochastiques' (i.e. coefficient de diffusion) sont également consistantes avec la stratégie connue des sujets âgés, qui est d'augmenter la raideur globale à la cheville par 'co-contraction' (Laughton et al. 2003, Benjuya et al. 2004). Cependant l'efficacité d'une telle stratégie de compensation demeure mal comprise, dans la mesure où elle pourrait être une cause de l'augmentation des oscillations (i.e. bruit, perturbations internes, Galganski et al. 1993, Jones et al. 2002).

Au niveau des conditions sensorielles d'examen, les performances/scores d'équilibres s'altèrent significativement quand les afférences visuelles et proprioceptives sont diminuées (i.e. Woollacott 1986, Judge et al. 1995, Newell et al. 1997, Sundernier et al. 1996). Cependant, pour la vision, les résultats restent contradictoires car même si la majorité des sujets augmentent leurs oscillations avec les yeux fermés, il existe une classe de sujets (sains et pathologiques) chez qui c'est l'opposé (Gagey 1991b), différence également relevée par Collins & De Luca (1995) à l'aide de l'analyse fractale.

D'autre part, pour évaluer les capacités d'intégration motrice du sujet, des études sur l'effet de l'attention partagée sur le contrôle de l'équilibre ont été reportées. Le principe consiste à évaluer l'équilibre lorsque ces derniers effectuent une tâche cognitive ('double tâche'). Ainsi, des différences significatives (jeunes vs. âgés, condition yeux ouverts vs. 'double-tâche') ont été reportées lors de tâches mentales d'arithmétique (Brown et al. 1999, Huxhold et al. 2006), avec des effets plus marqués chez les sujets âgés, faute à leurs capacités cognitives réduites (Woollacott 2000, Mitra 2003). Cependant, comme pour la vision, certaines études, n'ont reporté aucun changement/différence (Shumway-Cook et al. 1997, Yardley et al. 2001), voire même une amélioration des scores (Andersson et al. 2002, Prado et al. 2007) lors d'une double tâche. Cependant la nature et difficulté des tâches et les paramètres de mesure n'étaient pas les mêmes dans toutes les études. Une augmentation accrue de la 'co-contraction' antagoniste chez des sujets jeunes sains et âgés a également été notée (Melzer et al. 2001, Dault et al. 2003) lors d'une double tâche.

Par rapport aux études réalisées sur population gériatriques hospitalisées, nous avons identifié celles reportées sur des patients ayant subi une fracture de hanche (Tableau 4).

Source	N	Age	Durée	Paramètres
Wykman & Goldie 1989	21 (11 F)	63	Pré/6/12 M	SSS
Jarnlo et al. 1991	20 (16 F)	61	22 M	SSS
Majewski et al. 2005	25 (11 F)	67 (6)	Pré/4/12 M	Angle/vitesse tronc
Arokoski et al. 2006	27	56 (5)	1 M	Vitesse COP
Nantel et al. 2008	20 (9 F)	46 (8)	[5 – 8] M	SSS
Rougier et al. 2008	14	57-85	12(3) j	SSS
Merle et al. 2009	14	57-85	12(3) j	SSS et F
Rasch et al. 2010	22 (18 F)	67 (7)	Pré/6/24 M	SSS

Tableau 4 - Etudes de la station debout (en statique uniquement) chez des sujets ayant subi une arthroplastie de hanche. SSS: scores statistiques sommaires; M : Mois , SSS : scores statistiques sommaires, j : jours , F: paramètres fréquentiels

Ce tableau montre que les populations n'étaient pas gériatriques et seuls les paramètres statistiques sommaires étaient calculés. Les premières études (Wykman & Goldie 1989) ont observé que les scores d'équilibre chez les patients étaient comparables aux valeurs normales (sujets asymptomatiques) un an post-fracture. Le rôle mineur des récepteurs capsulaires à la hanche a été mis en cause (Jarnlo et al. 1991), mais rediscuté plus tard par Nantel (2008), qui a montré que les sujets ayant subi une pose de prothèse partielle oscillaient moins (vs. prothèse totale). L'augmentation des oscillations dans la direction médiolatérale, indicatrice d'une capacité altérée dans le contrôle du CG (Nallegowda et al. 2003, Nantel et al. 2008, Rasch et al. 2010) a été notée, faisant éventuellement suite à une faiblesse des abducteurs (Salavati et al. 2007). Des scores cliniques ('Berg Balance Scale') ont également été évalués entre une population de 20 patients (à 6 mois post-op) et un groupe de contrôle âgé, mais sans avoir noté de différences majeures (Ellison et al. 2000). Mise à part les études de Rougier (2008) et Merle (2009) sur des patients à 12 jours post-opératoires, durant la période de reprise de l'autonomie, les autres études ont été conduites après une longue période post-opératoire. Une remarque notée à partir de ces études (Rougier et al. 2008, Merle et al. 2009, Rasch et al. 2010), ayant analysé le COP sous chaque pied séparément ; concerne l'asymétrie de la répartition de la charge sous chaque membre, qui pourrait affecter les paramètres statistiques sommaires et fréquentiels (Rougier & Genthon 2009) si l'analyse était réalisée sur une seule plateforme. Cependant, les valeurs étaient les mêmes si calculées séparément sous chaque pied (Merle et al. 2009), une observation qui corrobore les résultats de Arokoski (2006) et Rasch (2010) qui n'ont pas trouvé de différences significatives pour les paramètres statistiques lors d'un appui unipodal (membre opéré vs. membre sain) et qui ont suggéré que la chirurgie ne serait pas elle-même une source intrinsèque d'instabilité.

Synthèse

Cette partie de la revue de littérature nous a tout d'abord éclairés sur les limites de la stabilométrie et la divergence des résultats a fait que les discussions autour des différents paramètres ne sont pas très concluantes. Même si les paramètres d'oscillations selon la direction médiolatérale (ML) ou de vitesses de déplacement du COP ont prouvé leur efficacité, un calcul exhaustif de tous les paramètres 'traditionnels' (SSS et fréquentiels) nous semble nécessaire pour en identifier les plus pertinents. L'approche par analyse fractale serait également intéressante pour la caractérisation des mécanismes de contrôle moteur ; notamment le modèle de Collins & De Luca (1993) à deux composantes étant le plus cité et ayant fait preuve de robustesse. Les discussions autour du 'point critique', paramètre clé de l'analyse fractale, dans les études sur sujet âgé, nous poussent à l'analyser de plus près.

Du point de vue expérimental, plusieurs variantes peuvent être introduites pour rendre la station debout plus difficile. Dans le cadre du vieillissement, les résultats sur l'influence de la vision (i.e. fermeture des yeux), des afférences proprioceptives du pied (i.e. surface non conforme) et de l'application d'une tâche secondaire étant controversés, nous avons décidé de les incorporer à notre protocole afin d'analyser leurs effets sur notre population d'étude. Cela permettra aussi de différencier les parts des atteintes 'périphériques' (Lord et al. 2000) et 'centrales' (Teasdale et al. 2001), i.e. une tâche secondaire (exercice arithmétique) s'appuyant sur des ressources cognitives, révélerait dans quelle mesure la tâche du maintien d'équilibre, est sous contrôle cognitif.

Pour les durées des acquisitions, comme nous avons affaire à une population âgée dont le risque de fatigue peut affecter l'équilibre (Tarantola et al. 1997, Simoneau et al. 2006), une durée de 50 secondes (proposé par Rocchi et al. 2004, et Lin et al. 2008 dans leur étude de répétabilité sur sujet âgé), respecte le seuil des 20 secondes (Carroll & Freedman 1993) et se rapproche de la « Norme 85 » de l'association française de posturologie (51.2 secondes). Une fréquence d'échantillonnage de 20 Hz respecterait également les recommandations de Dichgans (1976) pour l'enregistrement des informations 'utiles', sans pour autant complexifier la taille des données à traiter à posteriori.

Pour la position du sujet, les réflexions ont convergé vers une position spontanée des pieds (afin que les postures du sujet soient personnalisées), ce qui impose une normalisation pour rendre la comparaison plus rigoureuse.

Sinon peu d'études ont été conduites sur des populations âgés gériatriques en perte d'autonomie, à part les quelques études reporté sur des patients ayant subi une pose de prothèse à la hanche où quelques paramètres statistiques sommaires étaient calculés. Cependant l'examen avait lieu après une longue durée post-opératoire avec une récupération de l'autonomie (âge relativement jeune des patients).

L'hypothèse étant que si la raideur intrinsèque des éléments élastiques est faible, l'équilibre serait maintenu par un contrôle des longueurs musculaires des muscles fléchisseurs plantaires. Entre autre, lorsque le corps bascule antérieurement, le couple à la cheville augmente et les longueurs musculaires diminuent contrairement à celle du tendon qui s'allonge et vice-versa lors du basculement postérieur. Ils introduisent la notion des « mouvements paradoxaux » et proposent que le contrôle anticipateur/actif de l'équilibre se fait en longueur musculaire plutôt qu'en raideur. Pratiquement, une CES plus souple nécessite un ajustement majeur des longueurs musculaires (i.e. raccourcissement) et inversement. Ainsi le rôle de la CES dans le maintien de l'équilibre serait de minimiser l'activité musculaire, plutôt que d'offrir une stabilité passive. Cette activité musculaire (pour le contrôle des longueurs) serait générée par des réflexes de contrôle actif anticipateur et non par des réflexes à l'étirement (Loram et al. 2007a, 2007b).

Dans le cadre du vieillissement, à notre connaissance, peu d'études ont porté attention à cette problématique (raideur-équilibre) chez des populations âgées en perte d'autonomie. A part l'étude d'Onambele (2006) qui a caractérisé quelques propriétés mécaniques du tendon des muscles gastrocnémiens (i.e. raideur), par imagerie ultrasonique d'une part et l'équilibre sur plateforme de force, chez 3 groupes de populations saines (24, 46 et 68 ans, âge moyen des 3 populations).

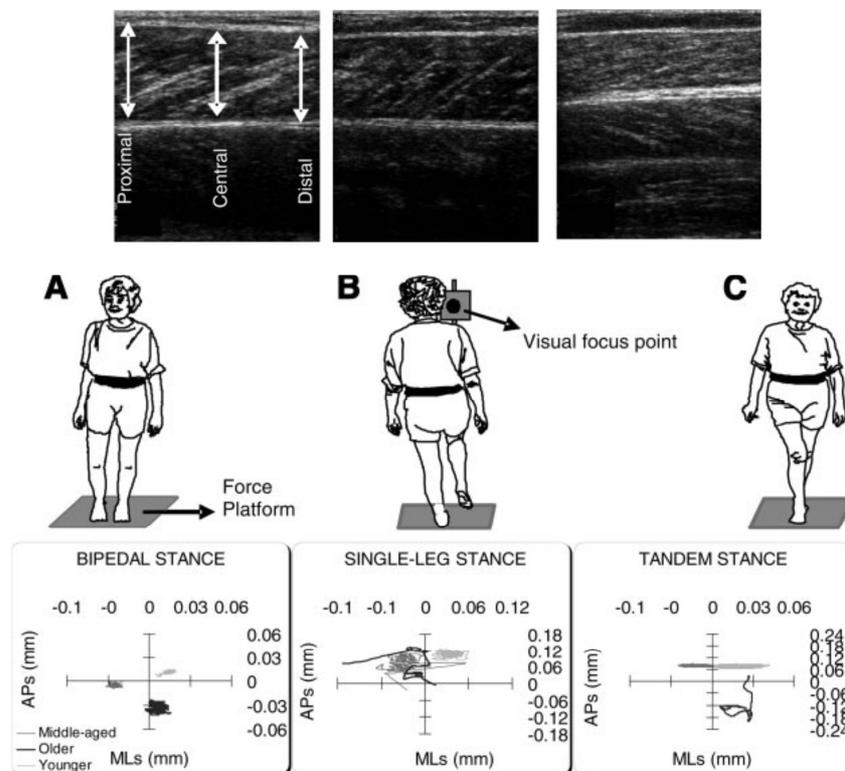


Figure 29 - Illustration du protocole d'Onambele et al. (2006)

Les résultats ont montré qu'il existait peu de corrélations entre les propriétés mécaniques du complexe musculotendineux et les performances posturales (paramètres SSS) lors de la station debout normale; contrairement à l'appui unipodal et la position en tandem.

Egalement, quelques études ont quantifié la raideur articulaire globale à la cheville (approche du pendule inversé), lors de perturbations sur des sujets âgés (Ho & Bendrups, 2002, Cencirarini et al. 2010) et ont montré qu'elle était comparable entre sujet sains âgés et jeunes (Figure 30).

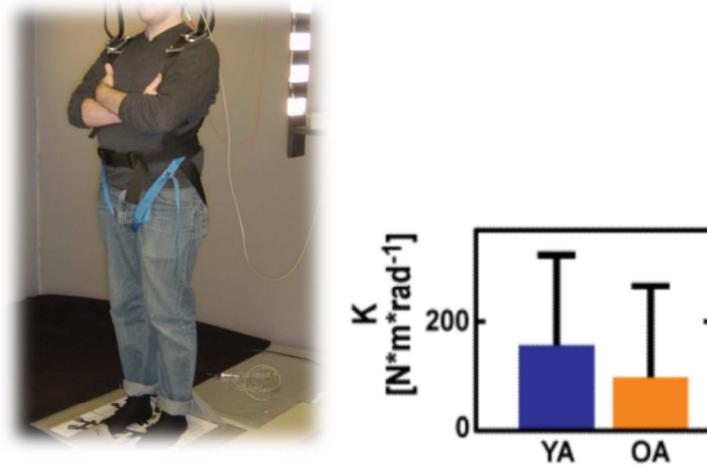


Figure 30 - Image du protocole de Cencarini et al. (2010) - YA: sujets jeunes (âge moyen 24(4) ans), OA : sujet âgés (75(5) ans)

L'effet de la 'double-tâche' sur la raideur articulaire a également été reporté (Kang & Lipstiz 2010), montrant une augmentation de la raideur dans la direction antéropostérieure au dépend d'une augmentation des oscillations médiolatérales lors de l'exécution d'une tâche secondaire (soustraction par '3').

Synthèse

A part l'étude d'Onambele et al. (2006), qui a caractérisé la raideur du tendon (par imagerie ultrasonique), aucune étude à notre connaissance n'a caractérisé la raideur musculotendineuse en cherchant des liens avec l'équilibre. L'étude d'Onambele (2006) a remis l'accent sur l'importance d'analyser un équilibre 'perturbé' pour mettre en valeur le rôle du complexe musculotendineux, qui apparemment n'interviendrait pas de manière significative lors de la station debout normale (Loram et al. 2007a, 2007b). Cependant, pour des raisons pratiques (et de sécurité), les situations d'appui unipodal ou de tandem serait difficilement réalisables sur la population ciblée, surtout pour des durées de 50 secondes, et donc l'analyse sur une surface déformable comme les coussins de mousse utilisés en kinésithérapie, représenterait moins de risque au sujet (en présence d'une tierce personne) et permettrait également d'avoir des réponses quant au rôle de la raideur musculotendineuse dans l'équilibre.

Objectifs spécifiques de la thèse

La revue de littérature a tout d'abord montré qu'il y'a un manque d'informations et de données exhaustives sur le profil des personnes âgées en perte d'autonomie. D'autre part pour la caractérisation de la raideur musculotendineuse à la cheville, les méthodes de 'détente-rapide' semblent être les plus appropriées à notre situation, cependant la littérature a montré les limites nécessitant une bonne estimation des propriétés inertielles du segment du pied. Et finalement, aucune étude sur la raideur musculotendineuse et l'équilibre (par approche stabilométrique) n'a été réalisée sur la population cible. Ainsi les objectifs spécifiques des travaux personnels seront les suivants :

1. Caractériser de manière globale le profil de la population âgée en perte d'autonomie.
2. Proposer une méthode simple et précise pour l'estimation des paramètres inertiels du segment pied.
3. Réexaminer de près la méthode du «Quick-release » pour la validation des calculs de la raideur.
4. Caractériser la raideur musculotendineuse à la cheville et l'équilibre chez une population âgée gériatrique en reprise d'autonomie.

CHAPITRE 1 - Caractérisation globale de la population cible

Introduction

Chez les patients âgés hospitalisés, la reprise de la locomotion et de l'autonomie (maintien de la station debout et marche) sans assistance peut être affectée par des conditions cardio-vasculaires, respiratoires, neurologiques, métaboliques et/ou des troubles musculo-squelettiques. En fonction de l'état du patient, les aides techniques (tel que les cannes ou déambulateurs) sont souvent prescrites, afin de réduire le risque de chutes (Gosman et al. 1995, Molaschi et al. 1995) et améliorer la mobilité dans les Activités de la Vie Quotidienne (AVQ) (Joyce & Kirby 1991). En routine clinique, la prescription de l'aide technique est souvent une décision subjective du clinicien, basée sur des facteurs tels que l'équilibre, l'état cognitif, la force, la coordination et l'âge (Scully & Barnes 1989). L'utilisation de l'aide peut être temporaire (jusqu'à la reprise totale d'autonomie) ou permanente (dépendance totale pour les AVQ). Les cannes sont généralement recommandées pour les patients avec un niveau d'autonomie modérée, et les déambulateurs pour les cas plus graves. Cependant, la littérature a montré qu'il existe un manque d'informations exhaustives sur cette population âgée ainsi qu'aux facteurs pouvant influencer la reprise de l'autonomie.

Cette première étude réalisée dans le cadre de la phase d'immersion clinique, avait pour but de caractériser le profil d'une population âgée admise pour des soins de suite et de réhabilitation gériatrique. Les objectifs pratiques étant d'identifier de manière globale, les facteurs pouvant intervenir dans la perte d'autonomie (après hospitalisation) et de définir des critères d'inclusions de patients pour la suite des études.

Matériels et méthodes

Une étude rétrospective a été menée au sein du service de soins de suites et de réadaptation (SSR) gériatrique, du groupe hospitalier Mondor (Hôpital Albert Chenevier et Henri Mondor) faisant partie de l'AP-HP (Assistance Publique des Hôpitaux de Paris). Les dossiers médicaux de tous les patients consécutivement admis entre les mois de Janvier 2008 à Juin 2009 ont été étudiés. Ce choix de durée d'inclusion (1 an et demi) a été fait en se basant sur les hypothèses suivantes:

1. environ un tiers de cette population (33%) est incapable de reprendre la marche sans assistance (au moins avec aide technique)
2. en termes de statistiques, une inclusion d'au moins 200 dossiers donnerait cette proportion avec une précision inférieure à 10% (et un risque de 5% que l'échantillon ne soit pas représentatif de la population totale)

3. la durée moyenne de séjour dans le service était plus ou moins connue (estimée à 40 jours d'après les médecins) et le nombre de lit également (une quarantaine de lits)

Les dossiers étaient sélectionnés s'ils respectaient les critères d'inclusion suivants:

- (i) âge du patient supérieur à 65 ans
- (ii) patient autonome avant hospitalisation (pas d'utilisation d'aides techniques avant l'admission)
- (iii) durée du séjour supérieure à 7 jours, excluant les cas de patients admis temporairement pour des raisons sociales (i.e. hospitalisation de proches)

Collecte des données cliniques

La collecte des données par patient a été réalisée en remplissant une fiche/grille spécifique (mise en annexe) ou il suffisait juste de cocher des cases et remplir les informations demandées (citées ci-dessous). L'élaboration de cette fiche c'est fait progressivement au fur et à mesure de la lecture des premiers dossiers médicaux (compte-rendu d'hospitalisation, carnet de suivi du patient) et en fonction de la présentation, disponibilité et visibilité des données médicales.

Caractéristiques des patients et comorbidités

Pour chaque patient, nous avons relevé les informations suivantes:

- données démographiques (âge, sexe)
- données anthropométriques (poids, taille, indice de masse corporelle IMC)
- motif d'admission initiale, tels que les troubles cardiovasculaires ou respiratoires (i.e. insuffisance cardiaque, infarctus du myocarde, embolie pulmonaire), une intervention/chirurgie orthopédique, un AVC (Accident Vasculaire Cérébral) et autres types de motifs
- durée du séjour (en jours) dans l'unité de réadaptation gériatrique
- état cognitif: score au Folstein Mini-Mental-State Exam (MMSE) (1975)
- liste des maladies concomitantes (comorbidités) avant l'admission et des complications durant le séjour, pouvant affecter l'état d'autonomie du patient
- besoin persistant d'assistance humaine pour les AVQ (i.e. transfert du lit au fauteuil, lever de chaise, marche) durant tout le séjour
- durée d'alitement avant l'admission en SSR: dans les cas d'interventions orthopédique, l'alitement a été comptabilisé par le délai entre la date de la chirurgie (ou de l'éventuel traumatisme/chute) et le jour où la remise en charge du membre opéré a été ré-autorisé; sinon la durée totale d'hospitalisation continue dans d'autres unités précédant l'admission en SSR.

Nous avons par la suite classé les motifs d'admission les plus fréquents de la manière suivante: les décompensations cardiovasculaires ou respiratoires (1 – Décompensations CR); les chirurgies de hanche (i.e. pose de prothèse total ou partiel, descellement de prothèse) faisant suite à un traumatisme/fracture ou de l'arthrose (2 – Traumatologies du hanche); les autres motifs divers (AVC, chutes non -traumatiques, maintien difficile à domicile, autres types d'interventions orthopédiques) (3 - Autres).

Niveaux d'autonomie

Le niveau d'autonomie de chaque patient a été déterminé à partir de la lecture du dossier médical (carnet de suivi du patient comprenant les remarques des kinés, infirmières et médecins). La question posée étant: est-ce-qu' une aide technique a été utilisée? Si oui, quel était l'aide la plus importante utilisée à tout moment lors du séjour? Pratiquement, si un patient a initialement eut besoin d'un déambulateur, puis a utilisé la canne pour finalement se passer de tous type d'aide et rester autonome, le niveau était classé comme «utilisateur de déambulateur». Les aides techniques utilisées uniquement lors des séances de kinésithérapie n'ont pas été prises en compte.

Les niveaux d'autonomie ont ensuite été définis comme suit:

- **Autonome (A)**, lorsque le patient n'a pas eu besoin d'aides techniques et a récupéré la marche tout seul
- **Aide-Technique (AT)**, lorsque le patient a récupéré un peu d'autonomie en se servant au moins une fois d'une aide technique. Cette classe a été subdivisée en deux sous-catégories: déambulateur (cadre de marche ou rollator, **ATD**) et cannes/béquilles
- **Grabataire (G)**, lorsque le patient n'a pu récupérer son autonomie et ne marchait plus, se servant du fauteuil roulant ou restant alité

Analyse des données

Toutes les analyses statistiques ont été effectuées à l'aide du logiciel de calcul Stata (SE II, StataCorp 2009; College Station TX).

Les caractéristiques des patients ont été comparées entre les 3 groupes de niveau d'autonomie, l'objectif étant d'identifier les éventuelles interactions entre le niveau d'autonomie et les caractéristiques cliniques globales du patient.

Les variables continues (âge, poids, taille, IMC, MMSE, durée d'alitement, durée du séjour, nombre de comorbidités) ont été reportées par leur valeur moyenne (\pm SD) en cas de distribution normale, sinon par la médiane et les extremums (min max). La comparaison globale a été faite par des une analyse de la variance (ANOVA) en cas de distribution normale des données ou du test de Kruskal-Wallis dans le cas échéant.

Les variables nominales (comorbidités, sexe et motifs d'admission initiale) ont été reportées en effectifs et pourcentage (%). Une première analyse globale des associations entre ces facteurs et le niveau d'autonomie a été réalisée en utilisant soit le test exact de Fisher ou le test du Khi^2 sur les tableaux de contingences (exemple pour la variable du motif d'admission - Tableau 5).

Niveau d'autonomie / Motif d'admission	Autonome	Aide-Technique	Grabataire	TOTAL
(1) Décompensations CR				N_1
(2)Traumatologie de hanche				N_2
(3)Autres				N_3
TOTAL	N_{Autonome}	$N_{\text{Aide-Technique}}$	$N_{\text{Grabataire}}$	N_{Total}

Tableau 5-Tableau de contingence pour la variable nominale du motif d'admission

Pour les variable nominales du type comorbidités, les tableaux de contingences étaient décrits de la forme suivante en 'binarisant' les occurrences (Tableau 6):

Niveau d'autonomie / HTA	Autonome	Aide-Technique	Grabataire	TOTAL
Oui				N_{Oui}
Non				N_{Non}
TOTAL	N_{Autonome}	$N_{\text{Aide-Technique}}$	$N_{\text{Grabataire}}$	N_{Total}

Tableau 6 - Exemple de tableau de contingence pour la condition d'hypertension artérielle (HTA)

Le choix du test approprié pour l'analyse des corrélations dépendait du calcul des effectifs théoriques en % (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**):

$$EffectifTh_{Comorbidité}(\%) = N_{Comorbidité} \times \frac{N_{NiveauAutonomie}}{N_{Total}}$$

Si pour une condition analysée, un des effectifs théoriques était inférieur à 5%, alors le test exact de Fisher était utilisé, sinon le test du Khi^2 .

Nous avons ensuite appliqué des modèles de régression logistique multinomiale pour estimer les 'odds-ratios' ajustés par rapport à l'âge (OR) ainsi que leurs intervalles de confiance à 95% (IC 95%), en prenant comme référence le groupe des patient autonomes. Ces derniers paramètres ont uniquement été calculés pour les variables émergentes avec une p-value (P) <0.15 lors de la comparaison globale. Les interactions du premier ordre ont tout d'abord été établies à l'aide d'analyses bi variées. Puis, afin d'identifier les facteurs indépendamment associés avec le niveau d'autonomie, nous avons effectué une analyse multi variée, à l'aide de modèles de régression logistique exactes.

Les données manquantes n'ont pas été remplacées lors des calculs et les comparaisons se faisaient de manière bilatérale. Les *P* inférieures ou égales à 0.05 ont été considérées comme significatives et aucun ajustement n'a été effectué lors des comparaisons multiples.

Résultats

Deux cent six dossiers (N=206) ont répondu aux critères d'inclusions durant la période d'analyse définie. L'âge moyen de toute la population était de 84 (6.1 SD) ans et 141 dossiers (68.5%) concernaient des femmes. Les caractéristiques des patients sont présentées dans le tableau suivant (Tableau 7), dont la lecture montre que lors de leur séjour, plus de la moitié des patients (110; 53.4%) n'ont pas eu recours à une aide technique, constituant ainsi le groupe des **autonomes (A)**. D'autre part, soixante-douze dossiers (N=72) appartenaient à des patients ayant utilisé une aide technique, composant ainsi le groupe des **aides-techniques (AT)**. Ce groupe forme 35 % des effectifs ce qui a donc respecté notre hypothèse de base car cette proportion appartient à l'intervalle de confiance à 95% [28.4 - 41.5 %], tournant autour des 33% recherchés à la base. L'observation détaillée montre qu'un déambulateur (rollator ou cadre de marche) a été utilisé dans 23.3% des cas (N=48), sinon une canne ou des béquilles dans 11.6% des cas (N=24). Les dossiers restants (N = 24; 11.6%) constituaient le groupe de patients **grabataires (G)**, qui avaient donc complètement perdu leur autonomie.

Variable	Tous N=206	<i>Données manquantes</i>	ATD N=48	<i>Données manquantes</i>
Age (an)	84 (6.2)	0	86.4 (5.7)	0
Sexe (F)	141 (68.5)		35 (72.9)	
Taille (m)	1.59 (0.1)	111	1.59 (0.09)	20
Poids (Kg)	58 (31-115)	100	62.1 (15.5)	18
IMC (Indice de Masse Corporel)	24 (5.3)	103	23.9 (5.8)	20
Durée d'alitement (jours), médiane (min max)	18 (1-115)	110	18 (1-97)	19
Durée de séjour (jours)	35 (6-216)	1	59.5 (6-198)	0
<u>Nombre de comorbidités</u>	4.5 (1-12)	0	4.5 (1-10)	0
Hypertension artérielle (HTA)	148 (71.8)		36 (75.0)	
Pathologies cardiaques	107 (51.9)		20 (41.7)	
Pathologies vasculaires	101 (49.0)		21 (43.8)	
Pathologies respiratoires	84 (40.7)		19 (39.6)	
Dénutrition	80 (38.8)		24 (50.0)	
Anémie	35 (16.9)		7 (14.6)	
Diabète	33 (16.0)		8 (16.7)	
Antécédents orthopédiques au membre inférieur	48 (23.3)		20 (41.7)	
Antécédents orthopédiques au membre supérieur	22 (10.6)		6 (12.5)	
Chutes	36 (17.4)		13 (27.1)	
Troubles de l'équilibre	31 (15.0)		10 (20.8)	
Besoin d'assistance humaine lors des AVQ	39 (18.9)		11 (22.9)	
Troubles de la vision	38 (18.4)		13 (27.1)	
Dépression	46 (22.3)		6 (12.5)	
Démence	39 (18.9)		5 (10.4)	
<u>Trouble neurologique</u>	75 (36.4)		17 (35.4)	
AVC -AIT	28 (13.6)		7 (14.6)	
Troubles du comportement	14 (6.8)		2 (4.2)	
Alzheimer	13 (6.3)		4 (8.3)	
Epilepsie	12 (5.8)		3 (6.3)	
Parkinson	9 (4.3)		2 (4.2)	
Autre	7 (3.4)		0 (0)	
MMSE	22 (3-30)	51	21 (7-30)	11
<u>Motif d'admission initial</u>				
1-Décompensations CR	72 (34.9)		13 (27.0)	
2-Traumatologie de hanche	28 (13.6)		15 (31.2)	
3-Autres	106 (51.4)		20 (41.6)	
AVC	18 (8.7)		2 (4.1)	
Maintien difficile à domicile	18 (8.7)		3 (6.2)	
Traumatologie du membre inférieur*	15 (7.3)		7 (14.6)	
Chute (non traumatique)	14 (6.8)		2 (4.1)	
Autres	41 (19.9)		6 (12.5)	

ATD : sous-groupe des utilisateurs de déambulateur

* hors hanche

Tableau 7- Description de la population

Dans le groupe des utilisateurs de déambulateur (Tableau 7), 72.9% étaient des femmes et l'âge moyen était de 86.4 (5.8) ans. Les motifs d'admission initiale les plus récurrents étaient:

1. la traumatologie de hanche, généralement due à un traumatisme/fracture, de l'arthrose sévère ou un descellement de prothèse (N = 15; 31.2% des utilisateurs), avec éventuelle pose de prothèse totale ou partielle
2. les décompensations cardiovasculaire ou respiratoire (N = 13; 27.0% des utilisateurs).

De plus, 35.4% (N = 17 sur 48) des utilisateurs de déambulateur avaient au moins une condition neurologique (Parkinson, Alzheimer, épilepsie, tremblement essentiel, AVC, myélopathie, lésion de la moelle épinière) contre 30.9% (N = 34 sur 110) dans le groupe des **Autonomes**.

Comparaison entre les groupes

Par rapport aux patients autonomes, les utilisateurs d'aides techniques étaient plus âgés (OR = 1.16, IC 95% = [1.10 - 1.23]), avaient plus fréquemment des antécédents orthopédiques au membre inférieurs (2.31; [1.1 - 4.85]) et ont eu un besoin p d'assistance humaine lors des AVQ (2.86; [1.10 - 7.19]). Les patients grabataires étaient également plus âgés (1.15 [1.07 - 1.25]) et avaient des conditions sévères telles que: la dénutrition (2.83 [1.09 - 7.32]), des troubles d'équilibre (2.97 [1 - 9.46]), une dépendance à l'assistance humaine lors des AVQ (21.88 [7.0 - 68.44]), au moins une condition neurologique (4.24 [1.06 - 11.24]) et un faible score au MMSE (0.83 [0.75 à 0.91]). La durée de séjour était significativement différente entre les groupes, en effet les patients autonomes séjournaient moins longtemps que les patients en perte d'autonomie (valeurs médiane 31 (7-216), 42.5 (6-198) et 56 (16-167) pour les Autonomes, Aides-Techniques et Grabataires, $P < 0.001$). Une autre observation intéressante concerne la durée d'alitement dans le sous-groupe de patients admis pour une décompensation cardio-vasculaire ou respiratoire, cette durée était plus prolongée chez les utilisateurs de déambulateur (27 (70-70) jours) que chez les patients autonomes (17 (1-43) jours; $P = 0.02$).

Analyse uni variée

Le tableau suivant (Tableau 8) montre les résultats des comparaisons et des tests d'associations globales entre le niveau d'autonomie et les caractéristiques cliniques du patient. Des associations avec les facteurs suivants ont été observés: l'âge ($P < 0.001$), le sexe ($P = 0.02$), les troubles respiratoires ($P = 0.02$), le diabète ($P = 0.02$), un antécédent orthopédique au membre inférieur ($P = 0.02$), le besoin d'assistance humaine lors des AVQ ($P < 0.001$), la présence d'une condition neurologique ($P = 0.004$), le score au MMSE ($P < 0.001$) et le motif d'admission initiale ($P = 0.001$). Quelques tendances (non significative - $P < 0.15$) ont également été identifiées entre le niveau d'autonomie et les comorbidités suivantes: dénutrition ($P = 0.08$), historique de chutes ($P = 0.13$), troubles de l'équilibre ($P = 0.14$), troubles de la vision ($P = 0.09$), dépression ($P = 0.07$) et Parkinson ($P = 0.06$). Une admission pour traumatologie de la hanche était fortement associée (8.31 [2.68 - 25.75]) avec l'utilisation d'aides techniques, sans pour autant l'être avec la condition grabataire (4.55 [0.85 - 2.67]). Les pathologies cardiaques ($P = 0.51$) et respiratoires ($P = 0.02$; OR = 0.76 [0.39 - 1.47]), le fait d'être chuteur (0.13; 1.93 [0.83 - 4.52]) et la démence ($P = 0.15$) n'étaient pas associés au niveau d'autonomie.

Variable	A N=110	AT N=72	G N=24	P	Regression Logistic Multinomiale		
					Odds Ratio [Intervalle de Confiance à 95%] [†]		
					A (Réf.)	AT	G
Age (an)	81.8 (5.4)	86.6 (5.5)	84 (6.2)	<0.0001	1	<u>1.16 [1.10-1.23]</u>	<u>1.15 [1.07-1.25]</u>
Sexe (F)	75 (68.2)	51 (70.8)	15 (62.5)	0.02	1	1.13 [0.59-2.16]	0.77 [0.31-1.95]
Taille (m)	1.59 (0.08)	1.60 (0.09)	1.54 (0.07)	0.22			
Masse (Kg), médiane (min max)	58 (31-115)	59 (39-99)	55 (42-71)	0.54			
IMC	24.6 (5.6)	23.8 (5.1)	22.9 (4.9)	0.57			
Durée d'alitement (jour)	17 (1-115)	17 (1-97)	26 (1-95)	0.23			
Durée de séjour (jour)	31 (7-216)	42.5 (6-198)	56 (16-167)	<0.0001			
Liste des comorbidités	5 (1-10)	4 (1-10)	4 (2-12)	0.27			
HTA	76 (69.1)	56 (77.8)	16 (66.7)	0.37			
Pathologies cardiaques	60 (54.5)	37 (51.4)	10 (41.7)	0.51			
Pathologies vasculaires	55 (50.0)	36 (50.0)	10 (41.7)	0.74			
Pathologies respiratoires	46 (41.8)	30 (41.7)	8 (33.3)	0.02	1	0.76 [0.39-1.47]	0.53 [0.2-1.41]
Dénutrition	34 (30.9)	31 (43.1)	5 (20.8)	0.08	1	1.25 [0.64-2.44]	<u>2.83 [1.09-7.32]</u>
Anémie	20 (18.2)	10 (13.9)	5 (20.8)	0.62			
Diabète	23 (20.9)	10 (13.9)	0 (0.0)	0.02	1	0.88 [0.37-2.12]	-
Antécédents orthopédiques au membre inférieur	19 (17.2)	25 (34.7)	4 (16.7)	0.02	1	<u>2.31 [1.1-4.85]</u>	0.87 [0.26-2.92]
Antécédents orthopédiques au membre supérieur	10 (9.1)	10 (13.9)	2 (8.3)	0.54			
Chutes	14 (12.7)	16 (22.2)	6 (25.0)	0.13	1	1.93 [0.83-4.52]	2.25 [0.73-6.92]
Troubles de l'équilibre	12 (10.9)	13 (18.0)	6 (25.0)	0.14	1	1.97 [0.78-4.96]	2.97 [0.93-9.46]
Besoin d'assistance humaine lors des AVQ	8 (7.2)	15 (20.8)	16 (66.7)	< 0.0001	1	<u>2.86 [1.10-7.19]</u>	<u>21.88 [7.0-68.44]</u>
Troubles de la vision	16 (14.5)	14 (19.4)	8 (33.3)	0.09	1	1.14 [0.5-2.65]	2.4 [0.85-6.74]
Dépression	26 (23.6)	11 (15.3)	9 (37.5)	0.07	1	0.54 [0.23-1.25]	1.81 [0.68-4.81]
Démence	20 (18.2)	11 (15.3)	8 (33.3)	0.15			

Trouble neurologique	34 (30.9)	25 (34.7)	16 (66.7)	0.004	1	1.32 [0.67-2.6]	<u>4.24 [1.6-11.24]</u>	
AVC -AIT	11 (10.0)	11 (15.3)	6 (25.0)	0.16				
Troubles du comportement	9 (8.2)	2 (2.8)	3 (12.5)	0.2				
Alzheimer	6 (5.4)	4 (5.6)	3 (12.5)	0.34				
Epilepsie	5 (4.5)	4 (5.6)	3 (12.5)	0.32				
Parkinson	4 (3.6)	2 (2.8)	3 (12.5)	0.06				
Autre	4(3.6)	2 (2.8)	1 (4.1)	0.96				
MMSE, median (range)	23 (3-30)	23 (7-30)	11 (5-28)	0.0002	1	1 [0.95-1.07]	<u>0.83 [0.75-0.91]</u>	
Motif d'admission initial				0.001				
1-Décompensations CR	45 (40.9)	21 (29.1)	6 (25.0)					1
2-Traumatologie de hanche	6 (5.4)	19 (26.4)	3 (12.5)					1
3-Autres	59 (53.6)	32 (44.4)	15 (62.5)		1	1.42 [0.68-2.95]	2.31 [0.80-6.69]	

† Odds ratios et intervalles de confiance à 95 % ajustés par rapport à l'âge et estimés à l'aide de régression logistique multinomiale *exacte*, avec le groupe des autonomes (A) pris comme référence

Tableau 8-Analyse uni variée

Analyse multi variée

En analyse multi variée (Tableau 9), l'âge (OR = 1.17 [1.9 - 1.24]), des antécédents de traumatologie au membre inférieur (2.15 [1 - 4.73]) et l'admission pour traumatologie de hanche (8.14 [2.6 - 25.53]) est restée significativement associée à l'utilisation d'aides technique. D'autre part, les facteurs qui sont restés fortement associés à la non-ambulation (G) ont été l'âge avancé (1.12 [1.2 - 1.23]), l'état cognitif reflété par un faible MMS (0.77 [0.69 - 0.85]) et une association très limite avec les troubles de la vision (3.36 [0.93 - 12.95]).

Niveau d'autonomie	Odds Ratio [†]	[Intervalle de confiance à 95%] [†]		P
Autonome (A)	(référence)			
Aides-Techniques (AT)				
Age	1.17	1.09	1.25	0.00
MMSE	1.00	0.94	1.07	0.95
Troubles de la vision	1.14	0.47	2.78	0.77
Antécédents orthopédiques au MI	2.15	1	4.73	0.05
Motif d'admission initial				
1-Décompensations CR	1	-	-	-
2-Traumatologie de hanche	8.14	2.6	25.53	0.00
3-Autres	1.48	0.70	3.15	0.30
Grabataire (G)				
Age	1.12	1.02	1.23	0.02
MMSE	0.77	0.70	0.85	0.00
Troubles de la vision	3.36	0.90	12.95	0.08
Antécédents orthopédiques au MI	1.79	0.43	7.43	0.42
Motif d'admission initial				
1-Décompensations CR	1	-	-	-
2-Traumatologie de hanche	5.31	0.71	39.70	0.10
3-Autres	2.14	0.57	8.00	0.26

[†] Odds ratios et intervalles de confiance à 95 % ajustés par rapport à l'âge et estimés à l'aide de régression logistique multinomiale exacte, avec le groupe des autonomes (A) pris comme référence

Tableau 9-Analyse multi variée

Discussions

Les résultats suggèrent que les personnes âgées en perte d'autonomie (patients utilisateurs d'aides techniques et grabataires) sont plus âgées que les patients autonomes (86.6 (5.5) et 84 (6.2) ans) vs. 81.8 (5.4), $P < 0.001$) et admis en SSR le plus souvent suite à une chirurgie au membre inférieur. Les profils observés sont assez proches de ceux relevés dans de précédentes cohortes (Andersen et al. 2007 - 86.8(6) ans, N=40 utilisateurs de déambulateurs; Rentschler et al. 2008 - 85.3(7) ans, N=17 sujets âgés avec troubles de la vision; Eggermont et al. 2006 - 83.7 (4.6) ans, N=15 utilisateurs sans troubles

neurologiques). Leur durées de séjour dépassait largement celle des patients autonomes (valeurs médiane de 42.5, 56 et 31 jours, pour les utilisateurs d'aides-techniques, les grabataires et les patients autonomes, $P < 0.001$). Cette durée pour les patients utilisateurs d'aides-techniques, est également voisine à d'autres durées reportées dans la littérature: 43.3(17) chez une cohorte de patients fracturés de hanche (Nawata et al. 2006) et 38 jours chez des patients admis pour décompensations cardiaques chroniques (Maison et al. 2005).

Certaines des associations entre les motifs d'admission initiale et le niveau d'autonomie étaient attendues: entre autre, un patient admis pour un traumatisme de la hanche et/ou une chirurgie nécessiterait éventuellement une aide-technique au cours de son processus de rétablissement, afin de soulager l'appui au niveau des membres inférieurs (i.e. Palombaro et al. 2006). Dans notre population, 68% des patients admis pour de la traumatologie de hanche (N = 19 sur 28) ont eu recours à une aide – technique, pour aider à la remise en charge progressive du membre atteint. Cette statistique concorde avec les études précédentes, dans lequel l'utilisation d'aides-techniques persistait toujours entre 6 et 12 mois après la fracture (Williamson 1998). Les antécédents chirurgicaux au membre inférieur (hanche, genou ou cheville suite à un traumatisme ou de l'arthrose sévère), comme cause d'utilisation d'aides-techniques (Joyce & Kirby 1991), a également été trouvé dans 35% des patients utilisateurs, contre seulement 17% chez ceux autonomes ou grabataire ($P = 0.02$).

Dans le groupe de patients admis pour décompensation cardiovasculaire ou respiratoire, la différence significative des durées d'alitement entre les utilisateurs de déambulateurs et les autonomes, suggère que l'utilisation du déambulateur ferait suite à l'alitement prolongé, souvent une conséquence de la décompensation elle-même. Par rapport à la plupart des durées expérimentales d'aliments, mentionnés dans la synthèse bibliographique (entre 7 et 180 jours), nous pouvons voir que les conséquences de l'alitement sur le contrôle moteur sont 'accélérées' et plus lourdes chez ces patients. Ainsi le patient se sert du déambulateur pour retrouver son équilibre et récupérer ses automatismes de marche. Par rapport à l'utilisation des cannes, seuls 7 cas d'utilisation de cannes ont été identifiées dans ce groupe, et leur durée médiane d'alitement était de 19 jours (avec 3 données manquantes), donc nous avons choisi de dissocier les sous-groupes dans ce cadre particulier de la discussion.

Le fait d'avoir une (ou plusieurs) condition(s) neurologique(s) était fortement associé à la perte d'autonomie (4.24 [1.6 - 11.24]), cause également connue de réduction de la mobilité (Mueller et al. 1994, ElMamoun & Mulley 2007, Gracies 2009). Egalement, le score élevé du MMS dans le groupe des utilisateurs (médiane = 23, équivalente au score du groupe des autonomes) reflète le besoin essentiel de capacités cognitives, pour l'apprentissage et la maîtrise des aides techniques (Wright & Kemp 1992, Gracies 2009), une interprétation conforme avec l'idée proposée que l'utilisation d'une aide à la marche, représenterait elle-même une charge cognitive au patient (paradigme de la double-tâche). Par conséquent cela explique en partie, l'association persistante entre faible capacité cognitive et perte totale d'autonomie (0.77 [0.70 -0.85], OR entre score du MMS et niveau grabataire, analyse multi variée).

L'analyse uni variée a également montré que les patients en perte d'autonomie ne se sont pas distingués par une comorbidité plus élevée de troubles respiratoires, comparé aux autonomes. Cependant, pour cette comorbidité, la proportion reste importante chez les utilisateurs de déambulateur (N = 19 sur 48, 40%). Ces derniers auraient été aidés par le déambulateur afin de mieux répondre aux charges cardio-respiratoires de la marche (coût métabolique, consommation d'oxygène), qui seraient gênés par une éventuelle dyspnée. D'autant plus qu'il a été montré que les patients adoptent des positions d'appui sur le déambulateur, leur facilitant l'activation des muscles accessoires respiratoires lors de la marche (Honeyman et al. 1996, Hill et al. 2008).

Contre toute attente, la chute n'était pas associée à la perte d'autonomie (Hogue 1984, Graafmans et al. 2003, Andersen et al. 2007). D'autres facteurs tels que la dépression (Andersen et al. 2007), les troubles de la vue, le besoin persistant d'assistance pour les AVQ et la dénutrition étaient fortement associés au fait d'être grabataire. En effet, un des facteurs majeurs de la perte d'autonomie chez les personnes âgées, est la réduction considérable de la force musculaire, causée par la perte de la masse musculaire (ou «sarcopénie») (). Ce phénomène continu et non réversible à partir du 3ème âge, serait favorisé par l'alitement d'une part et la dénutrition également avec des répercussions évidents sur les propriétés mécaniques des muscles posturaux (i.e. les fléchisseurs plantaires). La présence systématique d'une mesure de la sarcopénie (par absorptiométrie bi photonique aux rayons X) dans les dossiers médicaux, aurait pu enrichir les résultats.

Les limites de ce travail comprennent les inconvénients classiques des études rétrospectives, entre autre la plausibilité des dossiers médicaux; les critères de diagnostics potentiellement variable entre les médecins; des erreurs de codage; un manque ou une perte d'information mais également des biais potentiels de population, dans le cas où le service n'admet que des profils spécifiques de patients. Cependant, la diversité des profils observés a prouvé que cela n'était pas le cas d'une part, et les résultats ont pu être validé en termes de répétabilité des recrutements (profils et effectifs) grâce à d'autres études prospectives menées à postériori dans le cadre du projet. En effet, sur une enquête de 10 mois, nous avons questionné 41 utilisateurs de déambulateurs, ayant un âge moyen de 85 (± 6) ans et 66% d'entre eux étaient autonomes avant hospitalisation (N=27 patients). Ce qui respecte les proportions ($\frac{\text{Effectif}}{\text{Mois}}$) identifiées en rétrospective ($\frac{48}{18} \approx \frac{27}{10} \approx 2.66$).

Conclusions

Nos résultats montrent que les personnes âgées en perte d'autonomie ne sont pas nécessairement des chuteurs. Mise à part leur âge avancé (> 84 ans), les principaux facteurs de risque identifiés sont la traumatologie du membre inférieur (notamment la hanche) et un antécédent d'intervention orthopédique au membre inférieur. Ce type de caractérisation, pourrait être utile aux développeurs et concepteurs d'aides techniques robotisés et également guider les médecins de réhabilitation gériatrique, pour la mise en place de programmes d'exercice de prévention chez les personnes âgées présentant les facteurs de risque identifiés. Ce chapitre d'immersion clinique va guider le choix des critères d'inclusions des patients pour la suite des études tout en confirmant la présence de facteurs favorables à des changements des propriétés mécaniques de leurs muscles et de stratégies de contrôle postural.

À notre connaissance, aucune étude approfondie n'a été menée en utilisant ce type d'approche sur un large échantillon de patient âgés poly pathologiques. Ce travail a mené à une publication dans une revue de gériatrie internationale.

CHAPITRE 2 - Calcul des paramètres inertiels du pied

Introduction

Dans le cadre de la perte d'autonomie, il a été montré que les troubles de l'équilibre et de la marche seraient en partie liés aux propriétés biomécaniques et neurophysiologiques de la cheville (i.e. élasticité du complexe musculotendineux (Onambele et al. 2006)). Afin de mieux caractériser ces propriétés (i.e. raideur intrinsèque musculotendineuse), la revue de littérature a montré que les méthodologies utilisées présentent quelques limites, nécessitant une bonne estimation des paramètres inertiels du pied (masse, position du centre de masse et moments d'inertie).

Afin de les estimer, plusieurs approches sont utilisées *in vivo*, dont les équations de remise à l'échelle (ou 'scaling equations'), basées sur la longueur du pied et la masse du sujet. Cependant, les variabilités interindividuelles au niveau de la géométrie du pied, compte-tenu de sa forme non homogène, peuvent affecter ses paramètres inertiels. D'autant plus qu'avec l'âge, le pied subit des changements au niveau de la forme (Keyser et al. 1988, Nawoczenski et al. 1998) (due à d'éventuels antécédents chirurgicaux, œdèmes, rétractions musculaires). Ainsi, un calcul basé uniquement sur la longueur manquerait de précision. D'autre part, l'utilisation d'équations de régression multi variée (avec plusieurs paramètres), nécessite souvent des mesures complexes (mesure de circonférences ou périmètres). Récemment, les nouveaux outils de modélisation 3D donnent accès à ces paramètres avec une meilleure précision, à travers une reconstruction personnalisée de l'enveloppe externe. Cependant leur utilisation reste peu adaptée à de la routine clinique.

Les objectifs de ce chapitre étaient d'abord d'évaluer la validité des équations existantes pour l'estimation des paramètres inertiels (PI) du pied (Zatsiorsky & Seluyanov 1985, de Leva 1996, Dumas et al. 2007), en les comparant à des mesures obtenues à partir de reconstructions 3D surfacique; puis de proposer une nouvelle estimation à l'aide de mesures anthropométriques simples.

Matériels et méthodes

Cette étude a été réalisée en collaboration avec une clinique de podologie (La Clinique de Podologie et du Sport, L-C-P-S, Paris). Les sujets ont été recrutés lors de leur visite programmée à la clinique et donnaient leur consentement oral après une explication brève de l'examen.

Population

L'échantillon d'étude était composé de dix-sept hommes d'âge moyen 30 ans (19-63), taille 1.79 m (1.63–1.85) et masse 75 kg (51-90) et de 17 femmes (31 ans (18-63), 1.67 m (1.60-1.80) et 60.6 kg (53-78)). Les sessions de collecte de données se déroulaient le sujet assis, la jambe testée posée sur un tabouret à hauteur réglable et le genou en extension complète (Figure 31). Le sujet avait pour seule instruction de maintenir activement sa cheville en position neutre (pied vertical). Le choix du pied à tester se faisait en fonction des éventuels antécédents ayant laissé des séquelles visibles sur sa géométrie; sinon le côté droit était analysé par défaut. La durée de la session était entre 3 et 6 minutes.



Figure 31-Acquisition de la géométrie personnalisée du pied à partir de l'enveloppe externe

Définition des modèles géométriques de référence

Pour chaque sujet, un modèle surfacique 3D du pied a été obtenu, à l'aide d'un scanner infrarouge portable (REVscan - HandyScan3D®, Creaform, Canada). Les données de précision de l'outil, fournies par le constructeur était de 0.1mm selon l'axe z et <50 μ m dans le plan. Tout le pied a été balayé au scanner, en prenant en compte les deux malléoles (médiale et latérale). L'identification de certaines régions anatomiques a été effectué manuellement sur le pied reconstruit, avec un choix basé sur la littérature (de Leva 1996; Dumas et al 2007) (Figure 32):

- Le Sphyrion ou malléole médiale (SPHY)
- La malléole latérale (LM)

- Le calcanéum (CAL)
- La 1ère et 5ème tête métatarsienne (MT1 et MT5)
- Le plus long des 1er et 2eme orteils (TT)

Le plan de coupe a été défini parallèlement au plan du pied et positionné au niveau du sphyrion (SPHY) conformément aux études précédentes (McConville et al 1980; Young et al 1983; Zatsiorsky et al 1990; Zatsiorsky et al 1990). Ce dernier étant supposé passer à travers l'articulation talo-crurale.

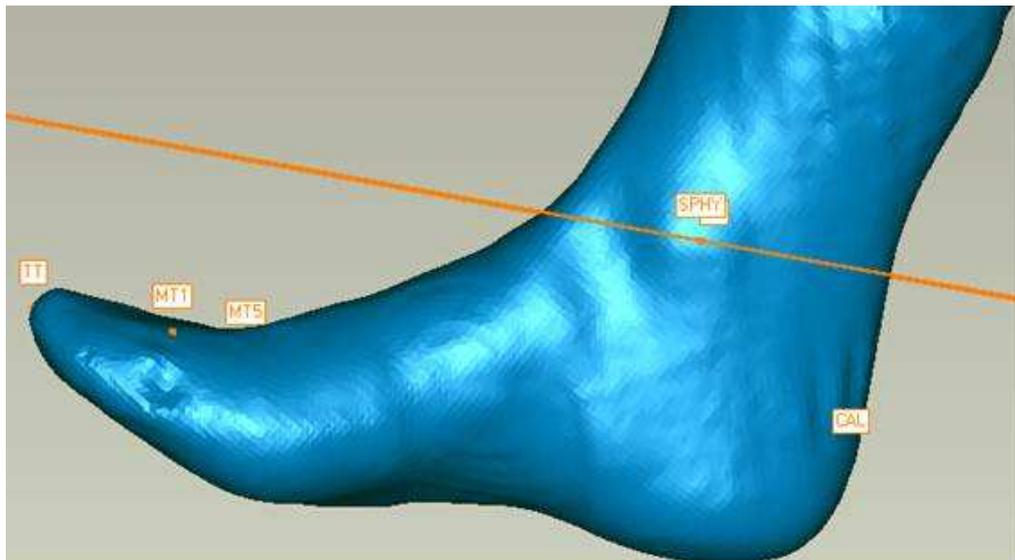


Figure 32-Exemple de reconstruction 3D sous Geomagic

Chaque point anatomique était représenté par le centre géométrique pris comme barycentre des points/nœuds régionalisés, et à partir desquels la définition du repère anatomique segmentaire a été établie comme suit:

- Le calcanéum (CAL) a été fixé comme origine du repère.
- L'axe X relie le CAL au milieu des têtes métatarsiennes (MT1 et MT5)
- L'axe des Y est normal au plan du pied contenant CAL, MT1 et MT5, dirigé caudalement (vers le haut)
- L'axe Z est le produit vectoriel des vecteurs X et Y, dirigé latéralement

Formant ainsi le repère anatomique local (ou 'Segment Coordinate System' – SCS).

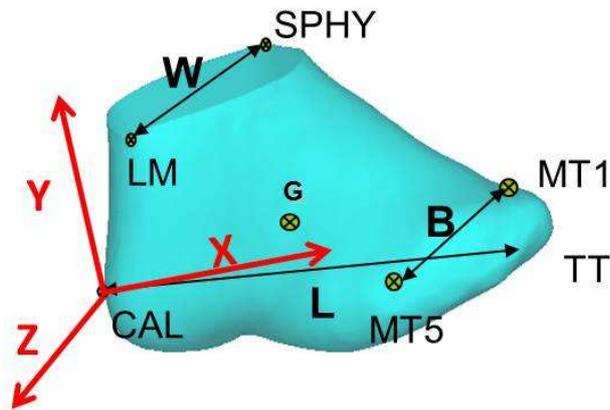


Figure 33-Exemple d’une reconstruction de pied (référence géométrique), avec représentation du repère anatomique local (SCS en rouge) et des paramètres

La reconstruction des pieds et la définition des points anatomiques ont été effectuées à l’aide du logiciel de modélisation Geomagic Studio 9 ® (SolidWorks San Antonio - TX, USA). Les objets 3D étaient traités et stockés sous format universel de fichier «.wrl», où l’objet est une structure contenant un champ avec les coordonnées 3D de tous les nœuds (ou points) constituant l’objet, ainsi qu’un autre champ contenant les faces (ou polygones), composées chacune par 3 nœuds.

Les reconstructions personnalisées des pieds constituaient donc notre base de données de ‘référence géométriques’, à partir desquelles des paramètres de longueurs (ou potentiels régresseurs) ont été mesurés et les PI de référence calculés.

Définition des régresseurs et calcul des paramètres inertiels du pied

L’ensemble des calculs a été exécuté à l’aide du compilateur MatLab®. Pour chaque pied reconstruit, les paramètres suivants ont été définis et calculés (Figure 33):

- Longueur du pied (L), en tant que distance euclidienne CAL-TT
- Largeur du pied (B), en tant que distance euclidienne MT1-MT5
- Largeur de la cheville (W), en tant que distance euclidienne LM-SPH
- Volume du pied (V_{Ref}), obtenu par triple intégration numérique de tous les points (ou ‘nœuds’ appartenant à l’objet 3D).

Masse

Connaissant les volumes de références (V_{Ref}), les masses de chaque pied (M_{Ref}) ont été estimées en utilisant un facteur de densité moyenne (ρ) de 1.1 g/m^3 (Dempster 1955) en supposant une distribution uniforme de la densité ($M_{Ref} = \rho \times V_{Ref}$). Ces masses ont ensuite été comparées à celles obtenues par des équations de remise à l’échelle (M_{Scaled}), estimant la masse du pied comme un pourcentage de la masse totale du sujet ($M_{Subject}$). Les équations de ‘scaling’ choisies restent les plus utilisées actuellement, et sont données par les formules suivantes :

$$M_{Scaled} = \bar{m} \times M_{Subject}$$

\bar{m} (%)	de Leva	Dumas
Homme	1.37	1.20
Femme	1.29	1.00

Tableau 10-Valeurs des scalaires pour l'estimation de la masse du pied par approche de 'scaling'

D'autre part, la masse estimée par l'équation de régression proposée par Zatsiorsky & Seluyanov (1985) :

$$M_{ZS} = -0.6286 + 0.066 \times L - 0.0136 \times W + 0.0048 \times \bar{m}_{Fat}$$

$$\bar{m}_{Fat} = 0.114 \times M_{Subject}$$

Cette équation, ainsi que toutes les autres proposés par ces auteurs utilisent une estimation de la masse du gras dans le corps (11.4 % de la masse totale du sujet).

Position du centre de masse

Ce dernier a été considéré comme étant le barycentre de l'ensemble des nœuds (équi-répartis) du pied reconstruit et ses coordonnées 3D ont été calculés pour chaque modèle géométrique. Le calcul a tout d'abord été fait par rapport à un repère absolu (repère global utilisé à la base lors de l'acquisition du modèle), ensuite les coordonnées ont été transformés dans le repère anatomique local défini (SCS), à l'aide de la matrice homogène de passage [P] entre le repère global et le SCS:

$$[P]_{Global-SCS} = \begin{bmatrix} \vec{X}_{SCS} & \vec{Y}_{SCS} & \vec{Z}_{SCS} & CAL \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$[G_{Ref}]_{SCS} = [P]_{Global-SCS}^{-1} * [G_{Ref}]_{Global}$$

Les positions 3D des centres de masse de référence (G_{Ref}) ont ensuite été comparées à celles prédites par les approches de remise à l'échelle (ou 'scaling'), estimant les positions comme pourcentages de la longueur du pied (L):

$$[G_{Scaled}]_{SCS} = \begin{bmatrix} k_X \\ k_Y \\ k_Z \end{bmatrix} * L$$

k_i (%)	de Leva	Dumas		
	k_X	k_X	k_Y	k_Z
Homme	44.15	43.6	4.4	-2.5
Femme	40.17	44.3	-2.5	-0.7

Tableau 11-Valeurs des scalaires pour l'estimation du centre de masse par approche de 'scaling'

D'autre part, la position selon l'axe longitudinal proposée par Zatsiorsky & Seluyanov (1985) a également été calculée :

$$[G_{ZS}]_{SCS} = -1.267 + 0.519 \times L + 0.176 \times W + 0.061 \times \bar{m}_{Fat}$$

Tenseur Inertiel

Le tenseur d'inertie (ou matrice 3x3, contenant les différents moments d'inerties suivant chaque axe), a tout d'abord été calculé suivant les axes du repère inertiel (RIS) du pied ($G, \vec{\Delta}_X, \vec{\Delta}_Y, \vec{\Delta}_Z$) en intégrant numériquement la formule classique:

$$[I_{RIS}](Kg.m^2) = \iiint \rho \left\| \vec{\Delta} \wedge \vec{GM} \right\|^2 .dV$$

ou $M(x, y, z)$ représente l'ensemble des points (ou 'nœuds') appartenant à la reconstruction surfacique du pied. Ainsi chaque élément du tenseur était calculé de la manière suivante :

$$\left\{ \begin{array}{l} |I_{XX}|_{\Delta} = \rho \iiint (GM_{\Delta Y}^2 + GM_{\Delta Z}^2).dV \\ |I_{YY}|_{\Delta} = \rho \iiint (GM_{\Delta X}^2 + GM_{\Delta Z}^2).dV \\ |I_{ZZ}|_{\Delta} = \rho \iiint (GM_{\Delta X}^2 + GM_{\Delta Y}^2).dV \\ |I_{XY}|_{\Delta} = |I_{YX}|_{\Delta} = \rho \iiint (GM_{\Delta X} \times GM_{\Delta Y}).dV \\ |I_{YZ}|_{\Delta} = |I_{ZY}|_{\Delta} = \rho \iiint (GM_{\Delta Y} \times GM_{\Delta Z}).dV \\ |I_{XZ}|_{\Delta} = |I_{ZX}|_{\Delta} = \rho \iiint (GM_{\Delta X} \times GM_{\Delta Z}).dV \end{array} \right.$$

$$\text{Ou } \vec{GM}_{\Delta} = [GM_{\Delta X} \quad GM_{\Delta Y} \quad GM_{\Delta Z}] \text{ était le vecteur 3D reliant le centre géométrique à chaque}$$

point de la surface, exprimé selon la base du repère inertiel (Δ). Le tenseur a ensuite été transformé selon les axes du repère local SCS ($G, \vec{X}_{SCS}, \vec{Y}_{SCS}, \vec{Z}_{SCS}$) à l'aide des matrices de rotation entre les deux repères :

$$[R]_{Global-RIS} = \begin{bmatrix} \vec{\Delta}_X & \vec{\Delta}_Y & \vec{\Delta}_Z \end{bmatrix}_{Global}$$

$$[R]_{Global-SCS} = \begin{bmatrix} \vec{X}_{SCS} & \vec{Y}_{SCS} & \vec{Z}_{SCS} \end{bmatrix}_{Global}$$

Ainsi, le tenseur d'inertie au centre de masse est obtenu :

$$[R]_{RIS-SCS} = [R]_{Global-RIS}^{-1} * [R]_{Global-SCS}$$

$$[I_{Ref}]_{SCS} = [R]_{RIS-SCS}^{-1} * [I]_{RIS} * [R]_{RIS-SCS}$$

Les moments selon les axes principaux (termes de la diagonale) ont seulement été traités par la suite et les valeurs ont également été comparées à celles estimées par les formules de 'scaling'. Cependant, afin d'éliminer le biais due au choix de la densité, les comparaisons ont été faites à masses égales, en considérant les masses de référence dans les équations reportées ($M_{Foot} = M_{Ref}$):

$$[I_{Scaled}]_{SCS} = M_{Ref} \times ([\bar{r}_i] \times L)^2$$

\bar{r}_i (%)	De Leva			Dumas		
	r_x	r_y	r_z	r_x	r_y	r_z
Homme	12.4	24.5	25.7	12	25	25
Femme	13.9	27.9	29.9	11	25	25

Tableau 12-Valeurs des scalaires pour l'estimation des moments d'inertie principaux par approche de 'scaling'

D'autre part, les moments estimés par les équations de Zatsiorsky & Seluyanov (Z&S 1985) ont également été calculés :

$$[I_{ZS}] = \begin{cases} I_{XX} = -91.17 + 5.25 \times L + 0.335 \times W + 0.386 \times \bar{m}_{Fat} \\ I_{YY} = -89.1 + 4.788 \times L + 0.477 \times W + 0.271 \times \bar{m}_{Fat} \\ I_{ZZ} = -11.9 + 0.771 \times L + 0.047 \times W + 0.243 \times \bar{m}_{Fat} \end{cases}$$

Et afin de ne pas biaiser la comparaison par l'effet de la masse, chaque valeur régressée a été multipliée par le quotient des masses :

$$[I_{ZS}]_{SCS} = \frac{M_{ZS}}{M_{Ref}} \times [I_{ZS}]$$

Etudes des corrélations et définition des équations de régressions

Pour toute la base de données de pieds reconstruits, les coefficients de corrélation (r) ont été calculés entre PI de référence et les régresseurs définis (L, B et W), afin d'identifier les interactions possibles et significatives ($r > 0.8$). A partir de là, des équations de régressions pour la masse - $M_{Foot} = f(M, L, B, W)$; position du centre de masse - $[G] = f(L, B, W)$ et moments d'inertie - $[I_i] = f(M, M_{Foot}, L, B, W)$ - $\{i = X, Y, Z\}$ ont été calculées en utilisant des régression des moindres carrés partiels (Krishnan et al. 2011) (méthode « PLS » pour « Partial Least Squares »), qui est une approche factorielle, permettant d'éliminer les éventuels effets des colinéarités entre les régresseurs. Par PI, toutes les combinaisons possibles ont été testées, et celles offrant la plus petite erreur d'estimation (ou « standard error of estimate », SEE) pour un minimum de régresseurs, ont été retenues. Pour la localisation du centre de masse (G), seule l'estimation de la position selon l'axe longitudinal (X) a été établie.

En utilisant les équations établies, nous avons recalculé les PI pour chaque sujet, en utilisant une approche du type « Leave One Out » (Krishnan et al. 2011). Plus précisément, pour un sujet donné (j), les coefficients des équations ont été calculés à partir de l'échantillon l'excluant (N-{j}). Ainsi 17 groupes d'équations ont été calculées par sexe (homme/femme). Les valeurs moyennes des coefficients des équations, ainsi que leurs coefficients de variation (CV %) respectifs ont été communiquées par la suite pour chaque équation de PI.

En résumé, les valeurs des PI calculés directement à partir des reconstructions 3D (référence géométrique), ont été comparées respectivement à ceux estimés par les formules de de Leva (DL), Dumas et al. (DU) et Zatsiorsky & Seluyanov (ZS) (Zatsiorsky & Seluyanov 1985, de Leva 1996; Dumas et al 2007). D'autre part des équations de régressions multi variée ont été établies à l'aide des données de références et les PI ont été recalculés (par « Leave-One-Out »), permettant ainsi d'évaluer les régressions proposées. La précision de chaque approche (DL, DU, ZS et régression proposée) a également été évaluée en termes d'erreurs systématiques (ES, ou moyenne des différences signées) et l'erreur standard d'estimation (SEE), pour chaque sexe séparément.

$$ES = \frac{1}{17} \sum_{i=1}^{17} (PI(i)_{Approche} - PI(i)_{Ref})$$
$$SEE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{17} (PI(i)_{Approche} - PI(i)_{Ref})^2}{17}}$$

Statistiques et comparaison des approches

Une comparaison globale entre les méthodes a été réalisé à travers une analyse de la variance (ANOVA), suivie d'une comparaison par paire (*post-hoc*) de chacune des approches (DU, DL et ZS) par rapport à celle de référence (test de *Dunnett*). Etant donné que les valeurs estimées (par les régressions proposées) sont basées sur les valeurs de référence, elles n'ont pas été incluses dans les

analyses comparatives car leur distribution était quasi similaire à celle des valeurs de référence. Toutes les comparaisons étaient bilatérales et les p-values inférieurs à 0.05 relevaient des différences significatives.

Résultats

Les résultats seront présentés pour chaque PI séparément, avec en amont une présentation du tableau de la matrice de corrélations entre PI (ligne) et régresseurs potentiels (colonne) (Tableau 13):

<i>r</i>	I_x	I_y	I_z	M_{Foot}	G_x
<i>M</i>	0.75	0.82	0.81	0.78	x
M_{Foot}	0.95	0.98	0.98	1	x
<i>L</i>	0.73	0.91	0.90	0.83	0.93
<i>B</i>	0.60	0.74	0.72	0.65	0.73
<i>W</i>	0.88	0.92	0.92	0.91	0.82

Tableau 13-Matrice de corrélations entre PI et régresseurs

L'observation du tableau montre que la masse totale (*M*), ainsi que la largeur du pied (*B*) étaient relativement moins corrélés aux PI, à l'instar de la longueur (*L*) et de la largeur de cheville (*W*). Par la suite, nous nous réfèrerons aux équations de régression proposées, par l'approche 'LW'.

Masse (M_{Foot})

Le Tableau 14 reporte les différentes masses moyennes de pieds obtenues pour chaque approche, ainsi que les écarts relatifs (ES) et erreur d'estimation (SEE). Les masses de références (M_{Ref}) ainsi que celle obtenues à partir de la régression proposée (M_{LW}), étaient significativement plus grandes que les approches de remise à l'échelle ($P < 0.001$, ANOVA, hommes et femmes). Les écarts par rapport aux valeurs de référence étaient plus marqués avec les prédictions de DU (ES de 25 et 33%, pour les hommes et femmes contre 20 et 8% pour les prédictions de DL).

Approche	Sexe	Moyenne (SD)	ES	SEE
Reference géométrique (M_{Ref})	M	1.20 (0.16)		
	F	0.90 (0.11)		
de Leva (M_{DL})	M	0.97 (0.12)*	0.27 (22.4%)	0.24 (20.1%)
	F	0.83 (0.10)	0.075 (8.3%)	0.12 (13.5%)
Dumas et al. (M_{DU})	M	0.90 (0.12)*	0.31 (25.3%)	0.33 (27.5%)
	F	0.60 (0.07)*	0.30 (33%)	0.31 (34.4%)
Zatsiorsky & Seluyanov (M_{ZS})	M	0.99 (0.08)*	0.25 (22 %)	0.24 (20.1 %)
Régression proposée (M_{LW})	M	1.20 (0.15)	-0.6E-04 (0%)	0.074 (6.1%)
	F	0.90 (0.09)	0.0028 (0.3%)	0.058 (6.5%)

Tableau 14-Comparaisons des masses moyennes (SD) en Kg.

*** $P < 0.001$ en comparaison 2 à 2 (Test bilatéral de Dunnett vs. approche de référence)**

Les valeurs de références étaient fortement corrélées à la longueur du pied ($r = 0.83$, $P < 0.0001$) et la largeur de cheville ($r = 0.92$, $P < 0.0001$). Ainsi, la meilleure équation de régression obtenue pour la masse du pied était la suivante:

$$M_{LW} = K + C_1 \times L + C_2 \times W$$

$$K = \begin{vmatrix} -2.02 \\ -2.08 \end{vmatrix} \quad C_1 = \begin{vmatrix} 6.88 \\ 4.62 \end{vmatrix} \quad C_2 = \begin{vmatrix} 19.78 \\ 27.18 \end{vmatrix} \quad \begin{pmatrix} M \\ F \end{pmatrix}$$

Les unités des valeurs sont prises dans le SI: Kg pour la masse et m pour les longueurs (L et W). Les coefficients de détermination des régressions (r^2) étaient respectivement de 0.83 et 0.64 pour les hommes et femmes ($P < 0.0001$).

L'évaluation des valeurs estimées (M_{LW}) par rapport aux valeurs de références, affiche des erreurs systématiques (ES) inférieures à 0.003 Kg (0.3%) et des SEE de l'ordre de 6% (0.074 et 0.058 Kg, chez les hommes et femmes respectivement).

Position du centre de masse

Le Tableau 15 montre les différentes positions obtenues du centre de masse (G), le long de l'axe longitudinal (X). Globalement, une différence significative entre les méthodes a été observé chez les hommes et femmes ($P < 0.0001$). Les prédictions de DL étaient systématiquement antérieures de 2.8 mm (2.5%) par rapport aux positions de référence pour les sujets masculins ($P = 0.20$) et postérieures de 4.9 mm (-5.1%) pour les sujets féminins ($P = 0.003$). Les prédictions de DU étaient systématiquement antérieures à la fois pour les sujets masculins et féminins (respectivement 1.3 mm – 1.2%, $P = 0.65$ et 4.3 mm – 4.5%, $P = 0.006$). Les estimations de ZS étaient significativement plus antérieures que celles de référence ($P < 0.0001$).

Approche	Sexe	Moyenne (SD)	ES	SEE
Référence géométrique (G_{Ref})	M	110.0 (5.1)		
	F	97.6 (4.8)		
de Leva ($G_{Foot-DL}$)	M	112.8 (5.0)	2.7 (2.5%)	3.8 (3.5%)
	F	92.6 (3.8)*	-4.9 (-5.1%)	5.6 (5.8%)
Dumas et al. ($G_{Foot-DU}$)	M	111.3 (4.9)	1.3 (1.2%)	2.9 (2.7%)
	F	102.2 (4.1)*	4.3 (4.5%)	4.9 (5%)
Zatsiorsky & Seluyanov ($G_{Foot-ZS}$)	M	138.7 (6.9)*	28.7 (26%)	28.8 (26%)
Régression proposée ($G_{Foot-LW}$)	M	110.0 (4.5)	0.067 (0.1%)	3.0 (2.7%)
	F	97.6 (3.8)	0.054 (0.1%)	3.3 (3.4%)

Tableau 15-Positions moyennes (SD) en mm du centre de masses par approche (axe X uniquement).

*** $P < 0.01$ en comparaison 2 à 2 (Test bilatéral de Dunnett vs. approche de référence)**

L'analyse des interactions pour cette position (Tableau 13), montre des corrélations avec la longueur du pied ($r = 0.93$, $P < 0.0001$) et la largeur de cheville ($r = 0.82$, $P < 0.0001$). Par conséquent, l'équation proposée était de la forme:

$$G_{X-LW} = K + C_1 \times L + C_2 \times W$$

$$K = \begin{vmatrix} 0.011 \\ -0.001 \end{vmatrix} \quad C_1 = \begin{vmatrix} 0.26 \\ 0.29 \end{vmatrix} \quad C_2 = \begin{vmatrix} 0.43 \\ 0.65 \end{vmatrix} \quad \begin{pmatrix} M \\ F \end{pmatrix}$$

Les unités des valeurs sont prises dans le SI: m dans ce cas. Les coefficients de détermination des régressions (r^2) étaient supérieurs à 0.98 pour les hommes et femmes ($P < 0.0001$).

Les SEE pour ces équations étaient de l'ordre de 3 mm (3%) pour les sujets masculins et féminins (Tableau 15).

Suivant la direction cranio caudale (Y) et médio latérale (Z), les écarts entre les positions étaient inférieurs à 2.3 mm (DU vs. référence). Les valeurs moyennes des positions (axe Y et Z) sont reportées dans la Figure 34. Aucune différence significative n'a été trouvée parmi les deux approches (Reference et DU), à part pour la position (Y) chez les hommes ($P < 0.0001$ – unpaired t -test bilatéral).

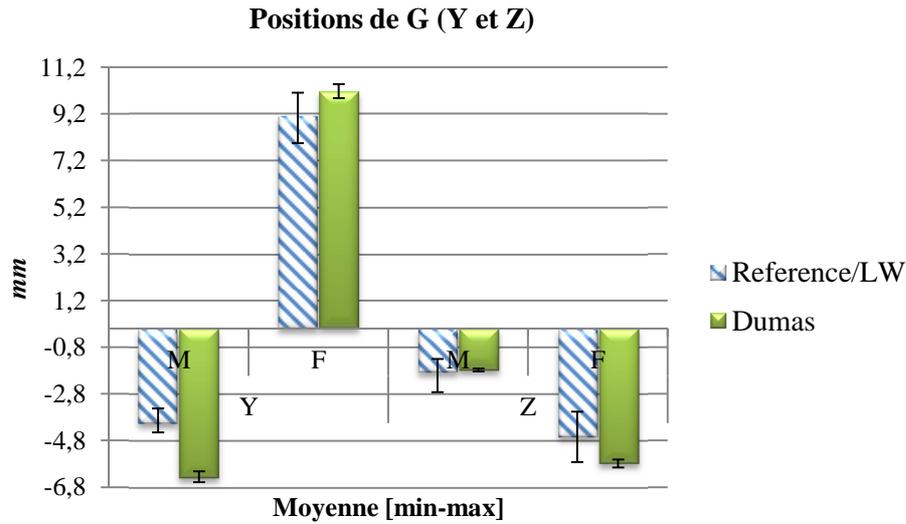


Figure 34-Positions de G (Y à Gauche et Z à Droite) pour les hommes(M) et femmes(F)

Moments d'inerties

Les figures suivantes montrent les différences relatives individuelles (% des écarts par rapport à la valeur de référence $e = \frac{I_{i-Approche} - I_{i-Re f}}{I_{i-Re f}} \times 100$) pour chaque approche (Figure 35, Figure 36 et

Figure 37, pour les moments d'inertie autour des axes X, Y et Z respectivement). Les lignes colorées indiquent les erreurs systématiques (en %) par approche.

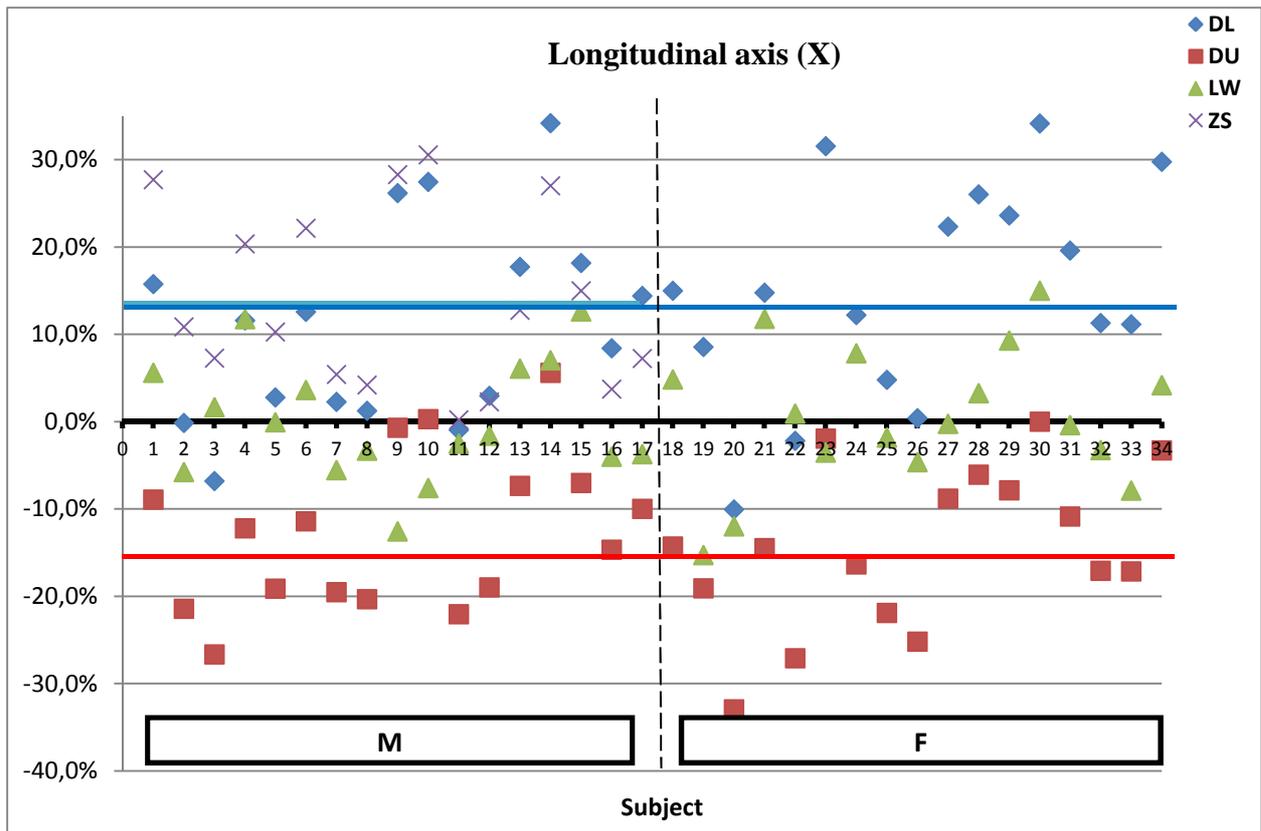


Figure 35- Distribution des écarts relatifs (e) obtenus pour I_{XX} – sujets hommes (M) à gauche et femmes (F) à droite

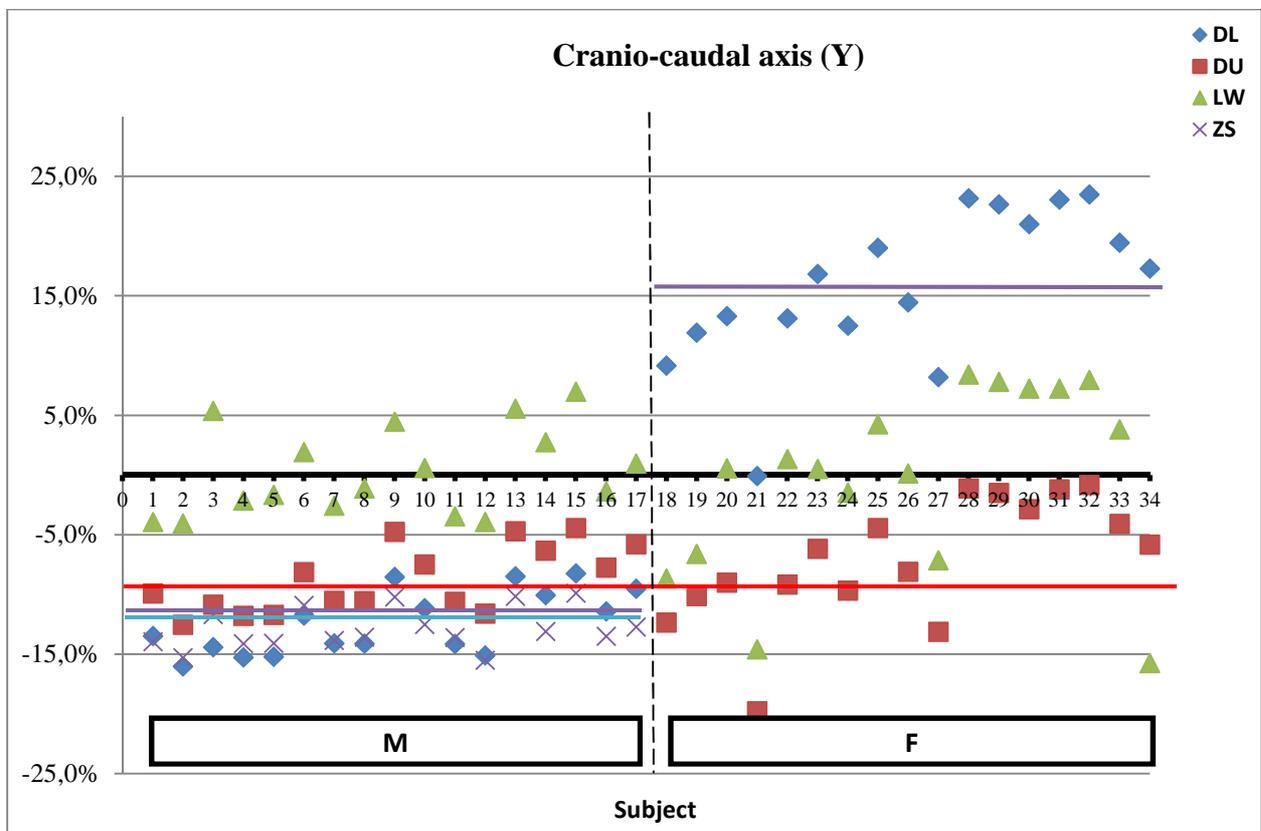


Figure 36- Distribution des écarts relatifs (e) obtenus pour I_Y – sujets hommes (M) à gauche et femmes (F) à droite

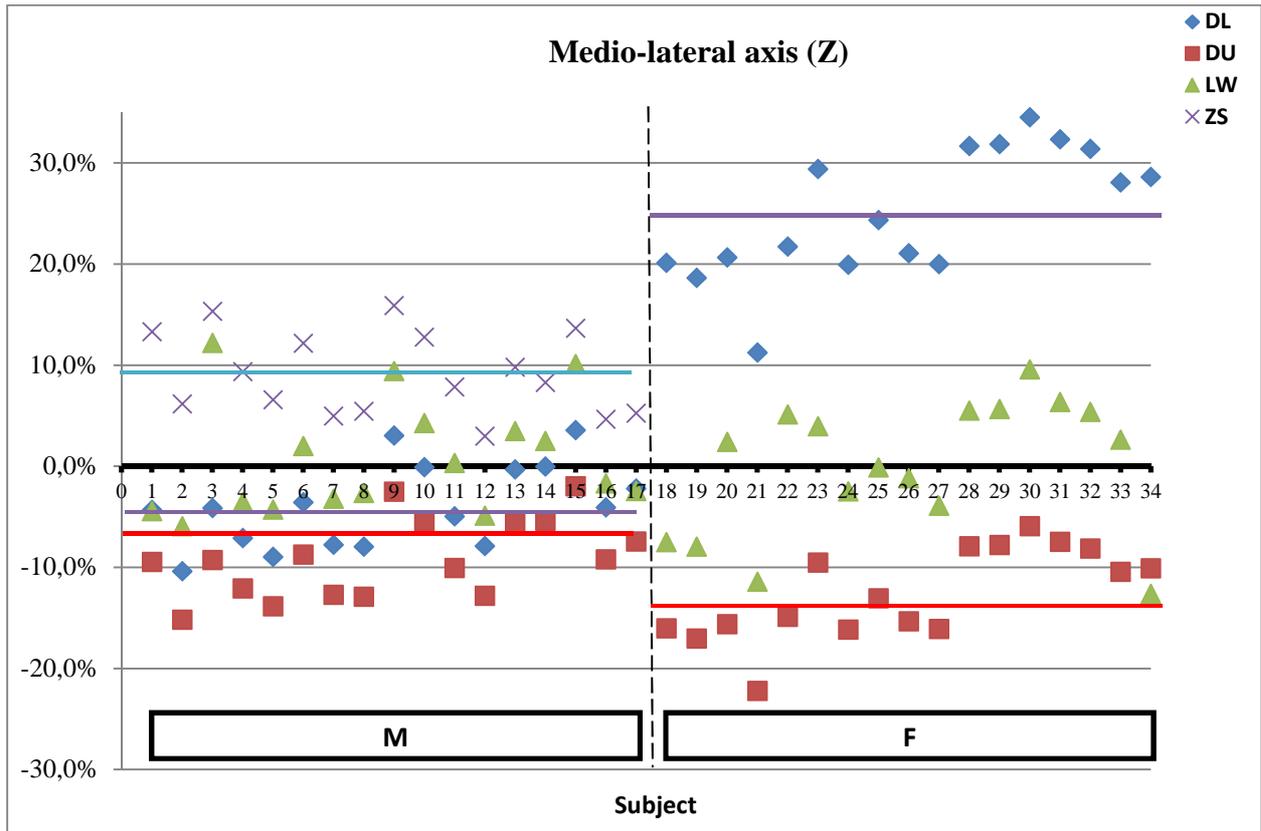


Figure 37- Distribution des écarts relatifs (e) obtenus pour I_z – les sujets hommes (M) à gauche et femmes (F) à droite

Ces figures, mettent en évidence les erreurs systématiques et les dispersions observées des méthodes existantes, et la distribution plus homogène des valeurs estimées (LW) par rapport aux valeurs de référence. Les valeurs et écarts moyens des moments d'inerties sont reportés dans le tableau ci-dessous (Tableau 16). Globalement, les moments d'inertie de référence étaient plus élevés que ceux prédits par les équations testées, à part les estimations de DL chez les sujets féminins. Des différences significatives ont été globalement identifiées au niveau des moments en X ($P = 0.011$ et 0.001 , ANOVA hommes et femmes). L'analyse post-hoc montre que ces différences globales étaient plutôt dues aux différences 2 à 2 entre les prédictions de 'scaling' ($P < 0.01$ pour les hommes et femmes, DL vs. DU, test de *Tukey*). D'autre part, des différences significatives ont également été observées en Y et Z, mais uniquement chez les femmes ($P = 0.006$ et $P < 0.0001$, ANOVA respectivement selon Y et Z), avec en Y une différence marquée entre les valeurs de 'scaling' ($P = 0.005$, DL vs. DU, test de *Tukey*) et en Z une différence significative avec les valeurs de DL ($P = 0.002$ vs. Ref. et $P < 0.0001$ vs. DU, test de *Tukey*).

Approche	Sexe	I _x			I _y			I _z		
		Moyenne (SD)	ES	SEE	Moyenne (SD)	ES	SEE	Moyenne (SD)	ES	SEE
Référence géométrique	M	1.1E-3 (2.7E-4)			5.4E-3 (8.1E-4)			5.5E-3 (8.7E-4)		
	F	8.3E-4 (1.8E-4)			3.3E-3 (6.3E-04)			3.5E-3 (6.7E-04)		
DL	M	1.2E-3 (1.8E-4)	1.1E-4 (9.7%)	1.5E-4 (13.5%)	4.8E-3 (6.9E-4)	-6.7E-4 (-12.4%)	7.0E-4 (12.8%)	5.2E-3 (7.6E-4)	-2.2E-4 (-4.0%)	3.1E-4 (5.7%)
	F	9.4E-4 (1.8E-4) [†]	1.1E-4 (13.5%)	1.5E-4 (18.3%)	3.8E-3 (7.3E-4) [†]	5.1E-4 (15.6%)	5.5E-4 (16.8%)	4.3E-3 (8.4E-4) ^{*†}	8.6E-4 (24.8%)	9.0E-4 (25.8%)
DU	M	9.6E-4 (2.0E-4) [†]	-1.5E-4 (-13.6%)	1.9E-4 (17.0%)	5.0E-3 (1.0E-03)	-4.7E-4 (-8.7%)	5.0E-4 (9.3%)	5.0E-3 (1.0E-03)	-5.0E-4 (-9.2%)	5.5E-4 (10.1%)
	F	7.0E-4 (1.3E-04)	-1.3E-4 (-15.4%)	1.6E-4 (19.4%)	3.0E-3 (5.8E-04)	-2.4E-4 (-7.2%)	2.9E-4 (9.0%)	3.0E-3 (5.8E-04)	-4.4E-4 (-12.8%)	4.8E-4 (13.7%)
ZS	M	1.2E-3 (2.1E-4)	1.3E-4 (10%)	1.5E-4 (13.7%)	4.7 E-3 (9.5E-4)	-7.7E-4 (-13.4%)	7.2E-4 (13.3%)	5.9E-3 (1.1E-3)	4.7E-4 (9%)	5.0E-4 (9%)
LW	M	1.1E-3 (2.7E-4)	-1.5E-6 (-0.1%)	6.8E-5 (6.1%)	5.4E-3 (8.1E-4)	1.1E-5 (0.2%)	2.0E-4 (3.6%)	5.5E-3 (8.7E-4)	-2.6E-5 (-0.5%)	2.8E-4 (5.2%)
	F	8.3E-4 (1.8E-4)	1.7E-8 (0.0%)	6.1E-5 (7.4%)	3.3E-3 (6.3E-4)	-3.3E-5 (-1.0%)	2.8E-4 (8.7%)	3.5E-3 (6.7E-4)	-2.1E-5 (-0.4%)	2.5E-4 (7.1%)

Tableau 16-Valeurs moyennes (SD) des moments d'inertie en Kg.m² par approche.
***P < 0.01 en comparaison 2 à 2 (Test bilatéral de Dunnett vs. approche de référence)**
[†] **P < 0.01 comparaison *post-hoc* de Tukey (approches de 'scaling' entres elle)**

Les moments d'inertie étaient le plus fortement corrélés avec la longueur du pied ($r = 0.91$ et 0.90 , selon Y et Z respectivement, $P < 0.0001$ - Tableau 13) et la largeur de cheville ($r = 0.88, 0.93, 0.92$ selon les 3 axes respectivement, $P < 0.0001$ - Tableau 13). Par conséquent, les équations de régression ont été calculées comme suit, incluant des composants linéaires et quadratiques:

$$I_{X-LW} = K + C_1 \times M_{LW} + C_2 \times W^2$$

$$I_{Y-LW} = K + C_1 \times M_{LW} + C_2 \times L^2 + C_3 \times W^2$$

$$I_{Z-LW} = K + C_1 \times M_{LW} + C_2 \times L^2 + C_3 \times W^2$$

	I_X		I_Y		I_Z	
	M	F	M	F	M	F
K	8.9E-4	-1.05E-3	-4.79E-3	-4.08E-3	-4.84E-3	-4.44E-3
C₁	8.1E-4	7.9E-4	2.68E-3	2.31E-3	2.74E-3	2.54E-3
C₂	0.17	0.25	0.06	0.04	0.06	0.04
C₃	x	x	0.50	0.61	0.53	0.73
r²	0.80	0.87	0.96	0.99	0.96	0.99

Tableau 17-Valeurs des coefficients de régression et des coefficients de détermination des équations de régression proposées pour les moments d'inerties (approche LW)

Les unités des valeurs sont prises dans le SI: Kg pour les masses et m pour les longueurs (L et W). Les coefficients de détermination des régressions (r^2) étaient relativement forts chez les hommes et femmes ($P < 0.0001$ pour tous).

Les coefficients de variation (CV) pour chacun des coefficients des équations (Tableau 17) étaient relativement faibles (voir annexe), atteignant des valeurs maximum de 19% (pour I_Y et I_Z) chez les femmes uniquement.

La précision de chaque approche par comparaison à masses égales ($M_{Foot} = M_{Ref}$), a également été reportée dans le Tableau 16. Les erreurs d'estimations (SEE) étaient minimales pour les équations de régression proposées (LW), fluctuant entre 3 et 7% chez les hommes (vs. (5 - 13), (9-17)% et (9 - 13) % pour DL, DU et ZS respectivement) d'une part et 7-8% chez les femmes (vs. (16 - 25) et (9-19)% pour DL et DU respectivement).

Si les moments d'inerties sont estimés en supposant les masses respectivement calculées par approche (Tableau 18), alors les écarts avec les valeurs de référence (et celles estimées par l'approche 'LW') se creusent considérablement. Cependant, les tendances restent similaires car les estimations proposées restent supérieur aux estimations du 'scaling' et de ZS, à l'exception des sujets féminins en comparant avec DL.

Approche	Sexe	I _x	I _y	I _z
DL	M	9.8E-04 (1.9E-4)	3.8E-3 (7.4E-4)	4.2E-3 (8.1E-4)
	F	8.6E-04 (1.5E-4)	3.5E-3 (6.2E-4)	4.0E-3 (7.1E-4)
DU	M	7.2E-04 (1.4E-4)	3.7E-3 (7.2E-4)	3.7E-3 (7.2E-4)
	F	4.7E-04 (8.4E-5)	2.0E-3 (3.6E-4)	2.0E-3 (3.6E-4)
ZS	M	1.0E-03 (1.1E-4)	3.9E-3 (5.8E-4)	4.9E-3 (6.4E-4)
LW	M	1.1E-03 (2.7E-4)	5.4E-3 (8.1E-4)	5.5E-3 (8.7E-4)
	F	8.3E-04 (1.8E-4)	3.3E-3 (6.3E-4)	3.5E-3 (6.7E-4)

Tableau 18-Valeurs moyennes (SD) de moments d'inertie (Kg.m²) par approche en considérant les masses estimées respectives

Discussion

Dans cette étude, un ensemble d'équations (Zatsiorsky & Seluyanov 1985, de Leva 1996; Dumas et al 2007) pour le calcul des paramètres inertiels (PI) du pied, ont été évalués et comparés à des PI directement mesurés sur des reconstructions 3D personnalisées (références géométriques). En se basant sur une hypothèse de distribution uniforme de la densité (Dempster 1955), la masse, position du centre de masse et moments d'inerties de chaque pied reconstruit ont été calculés et pris comme valeurs de références. À partir de ces valeurs, un ensemble d'équations de régression (approche 'LW') ont été proposées et évaluées.

Les limites de l'étude comprennent tout d'abord la précision de l'outil de reconstruction utilisé, la régionalisation manuelle des points d'intérêts osseux sur les objets 3D (soigneusement contrôlée par l'œil d'experts podologues) et le fait d'avoir supposé une distribution uniforme de la densité. Cette dernière hypothèse est souvent considérée sauf dans le cas où des techniques d'absorptiométrie sont utilisées (i.e. Zatsiorsky & Seluyanov 1983, 1985), cependant le pied est principalement composé de tissus osseux et ligamentaires, à l'exception de la région sous le calcanéum, qui est plutôt riche en tissu graisseux afin d'amortir le contact avec le sol.

L'amélioration des analyses biomécaniques pour des investigations d'ordre clinique, ergonomique, sportive et/ou équipementier, nécessite une évaluation fine et précise des PI. Comme le rayon de giration du pied est relativement petit (par rapport à la taille du sujet), avoir une bonne précision pour les PI ne semble pas cruciale lors de l'étude de la marche normale (Morlock & Niggs 1988, 1991). Cependant, cela devient plus important dans l'analyse des mouvements isolés de l'articulation de la cheville (i.e. mesures de «Quick-Release» réalisées pour la mesure de la raideur de cheville) ou le pied subit des accélérations assez importantes, dont l'impact sur les calculs de la cinétique est non négligeable (Pearsall et al. 1999, Ganley et al. 2004, Rao et al. 2006).

D'autre part, en raison de sa géométrie complexe, des modèles 3D multi-segmentaires sont de plus en plus développés et proposés pour l'étude de la cinématique du pied et de l'articulation de la cheville,

mais le manque de standardisation et d'un modèle multi-segmentaire unique (Deschamps et al. 2011) nous a poussés à considérer le pied comme un unique segment rigide. Et vu la simplicité d'utilisation, les équations/formules de mise à l'échelle (ou 'scaling'), restent donc les plus adaptées dans ce contexte, mais sembleraient réductrices car uniquement basée sur la masse totale et la longueur de pied du sujet. Même si des équations de régression multi variée existaient déjà (i.e. Hinrichs 1985), ces dernières nécessitent souvent plusieurs mesures complexes ou ont été établies à partir de petits échantillons. Sur ce, le fait de rajouter une simple mesure telle la largeur de cheville, permettrait d'évaluer les PI du pied avec une meilleure précision.

Afin de mieux expliquer les différences observées, une analyse du profil des populations est nécessaire. En effet, l'applicabilité des équations ('scaling' ou multilinéaire) se limite généralement aux sujets dont les morphotypes (en termes de taille, poids, ethnicité) sont similaires à ceux de la population utilisée pour établir les équations. Les travaux de de Leva (DL, de Leva 1996) sont basés sur la population utilisée par Zatsiorsky et Seluyanov (1985, 1990a et b), comprenant cent hommes et 15 femmes sains sportifs de type caucasien; ceux de Dumas (2007) reprenaient les populations de McConville (1980) et Young (1983) totalisant 31 hommes et 46 femmes caucasiens sains. D'autres études proposant des régressions multiples (Hinrichs 1985, Yeadon & Morlock 1989, Vaughan et al. 1999), se réfèrent à l'échantillon cadavérique (N = 6 pieds droit) communiqué dans l'étude de Chandler (Chandler et al. 1975).

Source	N	Age	Poids(Kg)	Taille (cm)	L(mm)	W(mm)
Etude	17	30 (9)	75 (7)	179 (4)	255 (7)	77 (5)
Zatsiorsky 1985	100	24 (6)	73 (9)	174 (6)	258	<i>n.c.</i>
McConville	31	27 (5)	80	177	265	<i>n.c.</i>
Chandler (<i>cadavres</i>)	6	<i>n.c.</i>	51-90	163-185	228-263	
Shan & Bohn	25	26 (20-34)	78 (69-94)	181 (170-189)	<i>n.c.</i>	<i>n.c.</i>

Tableau 19-Morphotypes des différentes populations utilisées (M)

Source	N	Age	Poids(Kg)	Taille (cm)	L(mm)	W(mm)
Etude	17	31 (11)	60 (8)	167 (5)	230 (9)	68 (2)
Zatsiorsky 1990	15	19 (4)	62 (7)	173 (3)	228	<i>n.c.</i>
Young	46	31	64	161	233	<i>n.c.</i>
Shan & Bohn	25	27 (21-36)	64 (55-75)	169 (159-178)	<i>n.c.</i>	<i>n.c.</i>

Tableau 20- Morphotypes des différentes populations utilisées (F)

A la vue des tableaux, aucune différence importante au niveau du morphotype n'est visible entre les populations, mis à part l'âge jeune de la population féminine de Zatsiorsky (Tableau 20). Par la suite, la discussion se fera pour chaque PI séparément.

Masse

Pour tous les sujets, la masse de référence (M_{Ref}) et celle estimées (M_{LW}) étaient systématiquement plus élevées que celles calculées par 'scaling' (M_{DL} et M_{DU}). Comme dans notre cas l'estimation était basée sur un volume, alors toute la géométrie du pied était prise en compte (et non sa longueur uniquement). De plus, les masses moyennes obtenues sont comparables aux quelques données publiées précédemment, ayant également utiliser des outils de modélisation 3D: si on applique les régressions proposés par Shan et Bohn (Shan & Bohn, 2003) sur les morphotypes moyen de nos population, nous obtenons des masses de pieds de l'ordre de 1.1 et 0.8 Kg (homme/femme); Davidson (Davidson et al 2008) quant à lui obtient une masse de 1 Kg chez une femme jeune, avec un choix similaires de densité ($d = 1.08 \text{ g/m}^3$, Wei & Jensen, 1995). Cependant les valeurs restent plus élevées que celles obtenues si les régressions proposées par Vaughan sont utilisées (Vaughan et al. 1999). Dans son étude, Vaughan propose des régressions multi variées obtenues à partir de mesures cadavériques sur 6 sujets masculins (Chandler & clouser 1975), mais avec un plan de coupe différent de celui adopté dans notre étude, limitant ainsi d'éventuelles comparaisons. Il reporte une masse de 0.77 Kg pour un sujet de masse 64.9 Kg, ayant une longueur de pied (L) de 0.260 m et une largeur de cheville (W) de 0.074m, alors que si les équations proposées sont appliquées à ce même sujet, la masse obtenue serait de 1.23 Kg.

Le fait que les anthropométries moyennes des populations sont comparables entre les études citées (Tableau 19 et Tableau 20) et la faible corrélation de ce paramètre avec la masse totale ($r = 0.78$, $P < 0.0001$), met en évidence l'inadéquation de supposer la masse du pied comme pourcentage de la masse totale (Vaughan et al. 1999). De plus, l'inclusion de la masse totale comme régresseur, augmentait la SEE d'une part et faisait fluctuer considérablement les coefficients de régression (CV élevé), ainsi l'équation proposée, inclue la longueur du pied (L) et la largeur de cheville (W) uniquement. Ce choix semble approprié pour la prise en compte des variabilités interindividuelles au niveau des géométries: par exemple 6 des sujets hommes (Tableau 21) ayant une variation de masse de 1% (0.81 Kg, SD), avaient des variations de longueur du pied (L) et cheville (W) de 4.4% (11.5 mm, SD) et 3.5% (2.7 mm). Ainsi les masses estimées (M_{LW}) avaient des variations de l'ordre de 9% (0.11 Kg) vs. 1% (0.01 Kg), si le 'scaling' est utilisé ou 7% (0.07) si les équations de ZS sont utilisées.

Sujet	Masse (Kg)	Taille (mm)	L (mm)	W (mm)	M_{LW}	M_{DL}	M_{DU}	M_{ZS}
S3	81	1.78	241.9	7.94	1.15	1.04	0.97	0.90
S7	82	1.84	257.4	7.87	1.24	1.06	0.98	1.01
S17	82	1.80	271.2	7.88	1.35	1.06	0.98	1.10
S6	83	1.78	249.5	7.47	1.12	1.07	1.00	0.96
S12	83	1.83	264.0	8.28	1.38	1.07	1.00	1.04
S16	83	1.85	269.1	8.12	1.37	1.07	1.00	1.08

Tableau 21-Exemples de variations interindividuelles de la masse du pied

Position du centre de masse

Chez les hommes, les positions de référence du centre de masse (G) le long de l'axe longitudinal (axe X) étaient comparables entre les approches ($P = 0.29$, ANOVA), contrairement aux femmes. Les variations de tailles entre les populations (Tableau 20) pourraient expliquer ces différences, cependant d'autres facteurs pourraient également influencer cette position: type de sports pratiqués et/ou chaussures portées, éventuels antécédents/traumatismes à la cheville ou au pied, stratégies adoptées lors du maintien de la station debout. Tous ces facteurs peuvent affecter la forme du pied, la distribution des pressions plantaires, affectant ainsi la position. Hors dans cette population, seuls 4 des 17 sujets masculins (S2, 3, 6 et 11) avaient un antécédent de traumatisme (cheville et fractures des métatarses), sans séquelles visibles sur la forme globale du pied. D'autre part, les facteurs liés aux limites de la méthodologie (hypothèse de distribution uniforme de la densité, régionalisation manuelle, position du plan de coupe) peuvent également affecter la définition des repères et la forme globale, par exemple plus le plan de coupe est élevé (dans la direction cranio caudale), plus la position de G sera postérieure. Cependant durant l'étape de régionalisation, les reliefs osseux étaient clairement visibles sur les reconstructions 3D et la position du plan de coupe a été définie conformément aux études citées pour la comparaison et les normes de l'ISB (Wu et al. 2002).

D'une manière plus générale, une comparaison globale peut être faite entre toutes les études, en comparant les ratios moyens ($\bar{k} = G_x/L$) (Tableau 22) :

\bar{k} (%)	M	F
Etude	43.1	42.2
DL	44.1	40.2
DU	43.6	44.3
ZS	54.4	x
Vaughan et al.	44.0	x
Shan & Bohn	45.1	46.1

Tableau 22-Comparaison des ratios pour la position longitudinale du centre de masse

Toutes les approches (à l'exception de celle de ZS) estiment la position longitudinale du centre de masse au même niveau de la longueur du pied (~43%). Chez les hommes, la précision des équations proposées sont équivalentes à celles des approches de 'scaling' (SEE~ 3% pour toutes les approches), alors que pour les femmes, elles sont plus précises (3 vs.5-6 % SEE, 'LW' vs. 'scaling').

Moments d'inerties

L'analyse isolée de chaque approche (Tableau 18), montre que les équations proposées (approche LW - basées sur les références géométriques), donnent des valeurs plus élevées que les équations de 'scaling'. Le choix arbitraire d'un facteur de densité (ρ) a forcément contribué à cette différence (en

affectant le calcul de la masse du pied); c'est pour cela que les comparaisons ont été effectuées à masse égales ($M_{Foot} = M_{Ref}$ pour toutes les approches), afin d'exclure l'influence potentielle de la densité. Ainsi, les moments mesurés sur les références géométriques restaient supérieurs à ceux prédits par les équations de 'scaling'. Cette conclusion questionne l'utilisation d'un unique paramètre (longueur de pied - L), pouvant conduire à une minimisation des moments d'inerties. En effet, comme montré dans le tableau ci-dessous (Tableau 23), pour 3 sujets femmes ayant la même longueur de pied et poids équivalents, les masses et inerties de référence étaient plus grandes (vs. DU). Egalement les PI de référence avaient une variabilité (CV) plus importante.



Sujets	F2	F3	F4	CV %
Masse (Kg)	58	50	55	7
Taille (cm)	168	158	160	3
L (mm)	222.4	222.4	224.4	0.5
W (mm)	73.0	72.0	68.1	4
$G_{X,Ref}$ (mm)	93.3	99.0	96.4	3
$G_{X,DU}$ (mm)	98.5	98.5	99.4	<1
M_{Ref} (Kg)	0.82	1.02	0.89	11
M_{DU} (Kg)	0.58	0.48	0.55	9
$I_{X,Ref}$ (Kg.m ²)	0.00072	0.00108	0.00075	23
$I_{X,DU}$ (Kg.m ²)	0.00058	0.00073	0.00065	10
$I_{Z,Ref}$ (Kg.m ²)	0.0030	0.0038	0.0036	11
$I_{Z,DU}$ (Kg.m ²)	0.0025	0.0031	0.0028	10

Tableau 23-Exemples de variabilités interindividuelles des PI chez 3 sujets femmes

Dans cet exemple, une remarque par rapport à la masse du pied peut être faite également, étant donné que le sujet ayant la masse corporelle la plus petite (F3), avait la masse de pied de référence la plus grande. D'autre part, Les différences significatives observées lors de la comparaison des échantillons féminins avec DL, peuvent être expliquées d'une part par les profils dissimilaires discutés précédemment: la population de Zatsiorsky (utilisée dans l'étude de DL) étant significativement plus jeune (âge moyen: 19 ans, Zatsiorsky et al. 1990).

Le choix d'une régression multi variée a été préféré à des fins de précision par rapport aux approches uni variées (utilisant uniquement la longueur du pied). Le choix d'inclure des composants de non-linéarités permet également de fournir des estimations raisonnables dans le cas où les mesures

anthropométriques pour un sujet donné, sont hors de la plage de l'échantillon (Yeadon & Morlock 1989). En effet, l'application des équations de régression strictement linéaires de Shan & Bohn (2003) du type $PI = b_0 + b_1 \times h + b_2 \times M$, a notre morphotype moyen qui tombe pourtant dans la même plage anthropométrique (Tableau 19 et Tableau 20), donne des moments d'inerties considérablement plus petits (Tableau 24):

	Sexe	Shan & Bohn	r^2	Etude
I_X	M	0.0005	0.71	0.0011
	F	0.0003	0.55	0.0008
I_Y	M	0.0030	0.68	0.0054
	F	0.0016	0.78	0.033
I_Z	M	0.0030	0.68	0.0055
	F	0.0015	0.78	0.0035

Tableau 24-Comparaison des moments d'inerties moyens (Kg.m^2) à ceux prédits par Shahn & Bohn

Cependant, leur approche (Shahn & Bohn 2003) était assez grossière car les équations étaient basées sur la taille (h) et masse totale (m) du sujet, de plus les coefficients de détermination reportés étaient relativement faibles.

La comparaison des précisions (SEE, Tableau 16) montre une nette amélioration des estimations pour les équations proposées (LW) dans les cas suivants: le long de l'axe X (moment de rotation interne/externe) chez les 2 sexes; le long de l'axe Y (moment d'abduction/adduction) pour les sujets masculins et l'axe Z (moment de flexion/extension) pour les sujets féminins. Une légère amélioration est également observée pour les femmes, le long de l'axe Y et les hommes le long de l'axe Z.

Même si il était prévisible et attendu que la régression multivariée soit plus précise que les équations de remise à l'échelle (comme confirmé par ces résultats), l'étude a montré à quel point les équations de 'scaling' seraient applicables, et propose l'utilisation d'un nouveau set d'équations de régressions multi variées offrant une meilleure précision, étant donné les limites (et dates de parutions) des équations de régressions déjà existantes. Les ordres de grandeurs de précision des équations proposées (entre 3.6 et 8.7% SEE) restent comparable à l'erreur de mesure de 6% reporté par McConville & Clauser (1976), lorsque les PI sont estimés par stéréophotogrammétrie; et aux 8% de SEE pour les régressions proposées par Yeadon & Morlock (1989).

Conclusions

Le but de cette étude était de trouver quel est le meilleur moyen d'estimer les paramètres inertiels du pied avec un bon compromis simplicité/pertinence. Pour y répondre, l'applicabilité des équations existantes a été évaluée par comparaison avec des mesures directes sur reconstructions 3D personnalisées. En supplément, un ensemble d'équations de régression multi variées non-linéaires a également été défini et évalué. Les résultats ont montré qu'à travers 2 mesures simples (longueur du pied et la largeur de cheville), les paramètres inertiels peuvent être facilement estimés avec une bonne précision. Même si ces équations (pour la masse, position du centre de masse et moments d'inertie) ont besoin d'une confirmation en utilisant des échantillons plus diversifiés (notamment des sujets âgés pathologiques), ils nous seront utiles par la suite pour la vérification des calculs de la raideur intrinsèque musculotendineuse au niveau de la cheville.

Cette étude a fait l'objet d'une communication orale dans un congrès international et d'une publication internationale à la revue *Clinical Biomechanics*.

CHAPITRE 3 - Evaluation de la méthode du «Quick-Release»

Introduction

Les propriétés élastiques (i.e. raideur) des muscles fléchisseurs plantaires sont souvent explorées dans le cadre d'applications diverses, telles que la compréhension des mécanismes de contrôle postural (étude de la station debout) (Grillner 1972; Loram et al. 2001; Morasso & Schieppati, 1999; Winter et al. 2001); l'analyse de la marche (Neptune et al., 2001.); les effets dues à la microgravité/alitement (Lambertz et al. 2003.), l'entraînement (Rabita et al. 2008) et enfin le vieillissement (Ochala et al. 2004, 2007).

Comme décrit précédemment, la raideur intrinsèque musculotendineuse peut être évaluée *in vivo* pour les muscles du mollet (ou fléchisseurs plantaires) à l'aide d'ergomètre de cheville (Tognella et al. 1997), en utilisant l'approche de la détente rapide ou «Quick-Release» (Goubel & Pertuzon, 1973; Hof 1997; Lambertz et al. 2001). Grâce à cette approche la raideur de la composante élastiques série (CES) est estimée.

Étant donnée la sensibilité de ce type de méthodes, la revue de littérature a montré que la cohérence des résultats est généralement fondée sur la vérification de deux conditions expérimentales: une inertie constante du système en mouvement (indépendamment du niveau de couple) et une répétabilité des mesures (Lambertz et al. 2008, Grosset et al. 2010). Or les essais préliminaires ont montré de variations importantes des moments d'inertie ainsi qu'une grande sensibilité des paramètres de raideur. D'autre part, la répétabilité d'une mesure n'implique pas nécessairement qu'elle est précise, d'autant plus que dans certains cas les sujets ne peuvent être évalués qu'une seule fois (éventuellement les patients âgés). Ainsi, même si cette méthode a été acceptée et utilisée, plusieurs vérifications sont encore nécessaires, notamment pour l'évaluation des moments d'inertie (de Zee & Voigt 2001).

Le but de cette partie des travaux, était de proposer une méthode pour vérifier la validité des mesures obtenues par «Quick-Release», en contrôlant les mesures du moment d'inertie.

Matériels et méthodes

Sujets

Neuf sujets sains (1 femme, âge moyen 28.6 ± 4.3 SD, taille 1.78 ± 0.09 m, masse 75.7 ± 12.7) ont participé à cette étude, qui a été approuvée par le comité d'éthique local de l'hôpital Henri-Mondor (CPP Ile-De-France IX). Les sujets ont également fait partie de l'étude précédente.

Dispositif expérimental

Un ergomètre de cheville transportable (société Bio2M - France; Figure 38) a été fourni dans le cadre du projet ANR (coll. UTC – Université de Technologie de Compiègne).

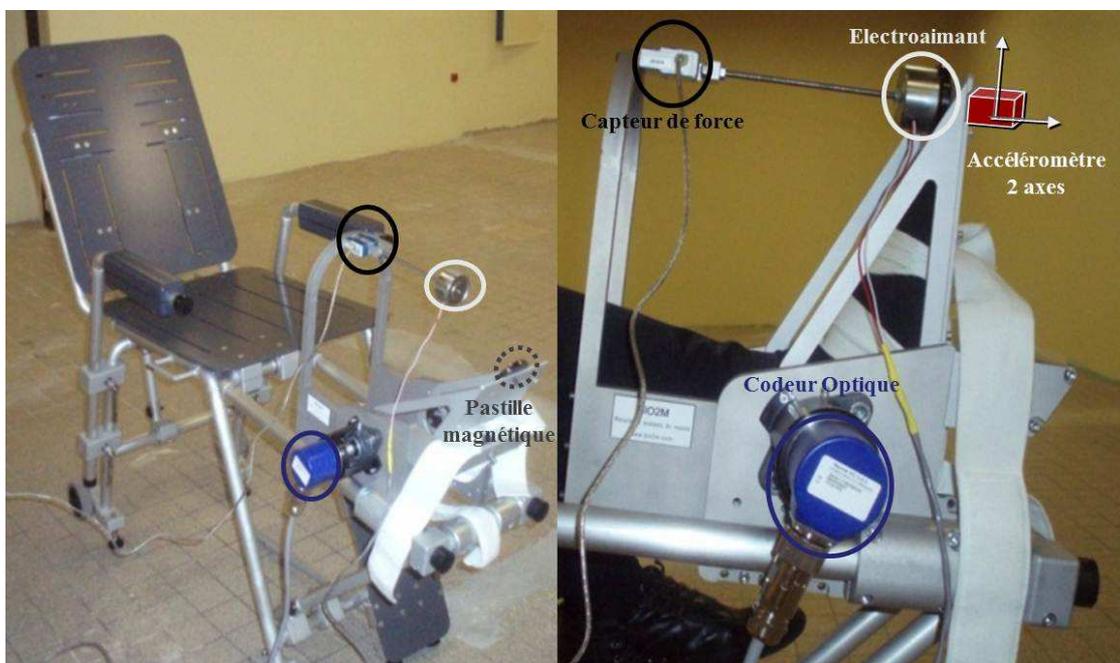


Figure 38-Dispositif expérimental (ergomètre de cheville, société Bio2M France), avec vue rapprochée du pédalier

Le dispositif était composé d'un siège à dossier réglable et d'un pédalier à un degré de liberté de rotation (plan sagittal) dont le déplacement angulaire (θ) était mesuré à l'aide d'un codeur optique. Une illustration du pédalier avec la position du pied est décrite ci-dessous (Figure 39).

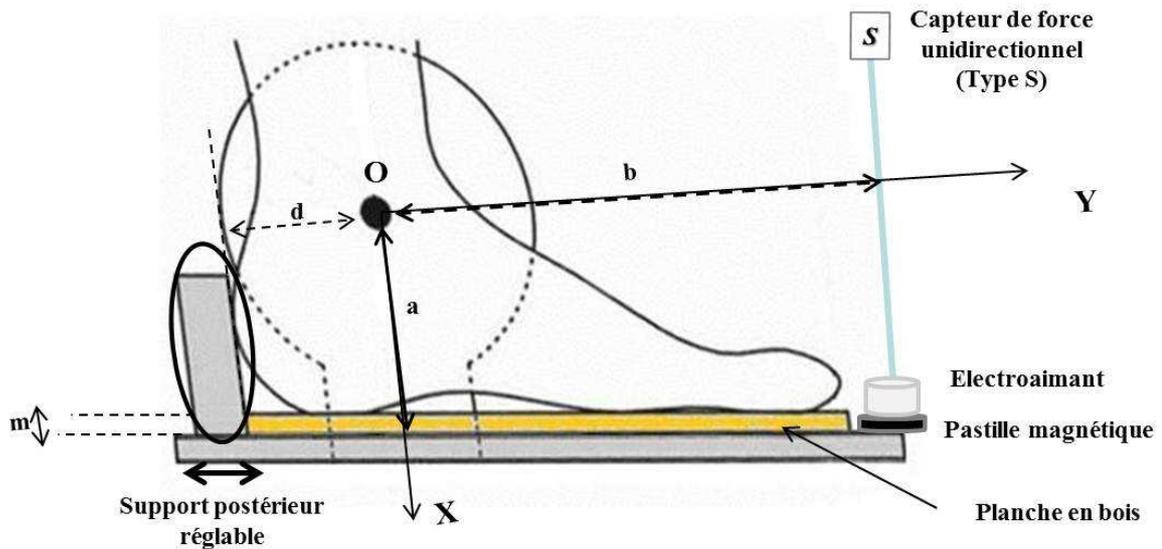


Figure 39-Illustration de la position du pied dans le pédalier et des paramètres d'ajustement des axes de rotation. O: centre de rotation du pédalier

La hauteur de l'axe de rotation du pédalier (a) était réglable à deux niveaux possibles (bas, 6 cm ou haut, 9.4 cm) et a été fixée au niveau haut vu les ordres de grandeurs mesurés pour la hauteur de l'axe bi-malléolaire des sujets (mesure à la main avec le pied posé sur le sol, en tant que moyenne des hauteurs des malléoles médiale et latérale).

Afin d'aligner l'axe bi-malléolaire de la cheville avec l'axe de rotation du pédalier dans le plan, la position du calcaneum était ajustable à l'aide d'un support mobile postérieure (distance d , Figure 39); également des planches en bois légères de forme parallélépipédique ont été usinées sur mesure avec différentes hauteurs/épaisseurs ($m = [0.6 - 2.5]$ cm) et placées sous le pied si nécessaire. Le pédalier était également instrumenté d'un capteur de force unidirectionnel (type S, force maximale 500N), étalonné au préalable selon les directives COFRAC. Ce capteur était relié à un électro-aimant (force de maintien maximal 790N) qui s'associait à une pastille magnétique. Le montage permettait de mesurer la force isométrique (en flexion plantaire) développée par les muscles de la cheville, ainsi que le couple (ou moment de flexion plantaire) comme produit entre la force mesurée et le bras de levier fixe ($b = 26.5$ cm - Figure 39).

Un accéléromètre 2 axes (capacité de mesure $\pm 10 \vec{g}$; Mega Electronics Ltd Kuopio, Finlande) préalablement calibré selon l'approche proposé par Bragge et al. (2006) (voir annexe), a également été placé à l'extrémité du pédalier au niveau de la pastille de fixation de l'électroaimant. Les directions de mesures de l'accéléromètre concordaient avec les axes du repère pédalier défini (O, \vec{X}, \vec{Y}).

Un goniomètre a été utilisé pour contrôler les éventuels changements d'angle à la cheville (déformation du pied ou décollement éventuel du talon juste avant le relâchement). Ses composants ont été placés latéralement sur la fibula et le pied à l'aide de bandes élastiques adhésives.



Figure 40-Exemple de fixation du goniomètre sur le tibia et pied droit d'un sujet

Protocole expérimental

Lors des séances d'acquisitions, les sujets étaient assis le tronc droit (sans utiliser le dossier), le genou droit en extension (afin de prendre en compte la contribution des muscles jumeaux) et la cheville à 0 ° de flexion dorsale (position initiale du pédalier). Le pied étant fermement attaché au pédalier à l'aide de bandes élastiques en velcro (Figure 41).

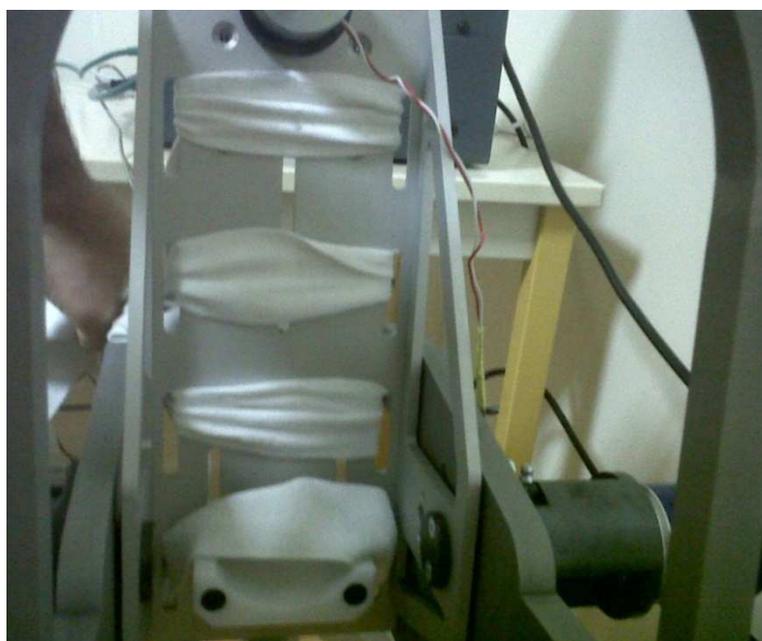


Figure 41-Vue du dessus du pédalier. Le sujet glissait son pied sous les bandes élastiques qui étaient fermement serrées

Les bras restaient croisés pendant les enregistrements pour empêcher les mouvements inappropriés et minimiser l'éventuelle contribution d'autres muscles à l'appui contre le pédalier.

A l'aide d'un oscilloscope, les sujets avaient un feedback visuel de leur niveau d'effort et se sont tout d'abord entraînés à développer et maintenir des niveaux de couple sous-maximal (essais préliminaires pour l'apprentissage). Par la suite, la procédure a été effectuée conformément aux méthodes déjà publiées (Lambertz et al. 2001, 2003a, b et 2008). Les sujets avaient comme première instruction de développer une flexion plantaire isométrique maximale (MVC) et de maintenir l'effort pendant 3 à 5 secondes. Trois tests de MVC étaient répétés, avec des périodes de repos entre les essais (1-2 min). La valeur la plus élevée était retenue comme MVC de référence. Les sujets devaient ensuite maintenir des efforts sous-maximal ou couples isométrique constants, à 3 niveaux de force

(respectivement 25, 50 et 75% de la MVC de référence). Les enregistrements de données se faisaient après le relâchement soudain (mise hors tension de l'électroaimant) du pédalier sans que le sujet ne soit prévenu. Les essais ont été répétés afin de comptabiliser au moins trois bons enregistrements (pas de décollement du talon, de gigotement excessif, d'appui avec le dos) par niveau de force.

Électromyogramme de surface

Des électrodes surfaciques bipolaires EMG, (MEGA Electronics Ltd Kuopio, Finlande) ont été placés sur les muscles jumeaux (interne et externe) et le soléaire, formant ainsi le groupe des muscles du triceps sural (TS). Des électrodes ont également été posées sur muscle le jambier (ou tibial) antérieur (TA). L'objectif était de vérifier qu'aucune activité réflexe du TA n'ait lieu avant et pendant l'enregistrement de données d'une part, et vérifier la relation entre raideur et seuils d'activation musculaire (Allum et al. 1982; Weiss et al. 1988).

La peau était d'abord nettoyée avec de l'alcool et frottée légèrement à l'aide d'un gel abrasif afin de réduire au maximum son impédance. L'espacement des électrodes était de 15 mm et le choix de placement respectait les recommandations du projet SENIAM (Hermens et al. 2000), cherchant l'alignement le long des directions des fibres musculaires. Les électrodes de référence étaient quant à elles placées sur les reliefs osseux de la jambe.

Les signaux électriques bruts étaient pré amplifié (gain 375) et filtrés (passe-bande, 8-500Hz) localement, puis filtrés numériquement (Butterworth, 2nd ordre, passe-bandes de largeur 8Hz, centrées entre 50 et 450Hz).

La quantification de l'EMG (iEMG) a ensuite été effectuée pour l'ensemble du groupe TS ($EMG_{TS} = \sum_{muscle:JE,JI,SOL} EMG_{muscle}$) pour chaque essai, en tant que l'aire sous la courbe de l'enveloppe redressée (EMG intégré), sur une fenêtre de temps de 200ms avant le début effectif du mouvement du pédalier (détecté par les signaux de l'accéléromètre). Les valeurs obtenues étaient par la suite normalisées par rapport à la valeur enregistrée durant les essais MVC qui a été calculée par la méthode des moyennes glissantes (fenêtre de 200 ms). La fréquence d'échantillonnage de tous les signaux d'entrée était de 2040 Hz.

Calcul de la raideur musculotendineuse

Méthode 'classique'

La raideur musculotendineuse (S) est donnée par le produit entre le moment d'inertie (I) et le rapport des variations entre l'accélération angulaire $\ddot{\theta}$ et position θ du système en mouvement (Équation 2). Les variations étaient prises entre l'instant où l'accélération angulaire était max ($\ddot{\theta}_{max}$) et les 20ms qui suivent.

$$S = I \times \Delta \ddot{\theta} / \Delta \theta$$

Équation 2

Cette formule a été établie en considérant que la rotation du système est d'abord freinée puis favorisée par son inertie (jusqu'à atteindre $\ddot{\theta}_{\max}$), et durant les quelques millisecondes qui suivent (entre 15 et 20), le mouvement est générée par l'impulsion due à la détente de la CES (Goubel & Pertuzon 1973, Goubel 1997).

D'autre part, comme aucune mesure instantanée du couple à la cheville n'est possible lors du mouvement de détente rapide, il a également été supposé que le couple statique (avant le relâchement) est égal au couple dynamique (lorsque l'accélération angulaire est maximale). Ainsi le moment d'inertie (I) peut être estimé en utilisant l'équation (Goubel & Pertuzon 1973, Goubel 1997; Pousson et al. 1990):

$$I = T / \ddot{\theta}_{\max}$$

Équation 3

Où T est le couple (effort sous-maximal) mesuré avant le relâchement et $\ddot{\theta}_{\max}$ la valeur du pic d'accélération angulaire.

Dans l'approche classique, le signal d'accélération angulaire $\ddot{\theta}(t)$ est obtenu par double dérivation et filtrage du signal de position angulaire $\theta(t)$. Ainsi, une dérivé centrée d'ordre 4 ($\left. \frac{df}{dx} \right|_{x_i} \approx \frac{-f_{i+2} + 8f_{i+1} - 8f_{i-1} + f_{i-2}}{12\Delta x}$) et un filtre médian récursif ont été appliqués avec $N = 11 \pm 2$ (SD) taille de la fenêtre de points en fonction des sujets). L'objectif de ces choix de traitement du signal, était de minimiser la perte d'amplitude et de possibles déphasage de pic (influence sur l'instant de détection de $\ddot{\theta}_{\max}$). Ce pic est influencé par les effets de rémanence (libération effective de l'électroaimant) et inertiels (Lambertz et al. 2001, 2008). Ainsi pour cette méthode, les valeurs d'inertie ($I_{\text{Classique}}$) et de raideur ($S_{\text{Classique}}$) (Équation 2 et Équation 3) ont été calculées en utilisant les données d'accélération issues de l'approche classique.

Méthode de 'référence'

Afin de vérifier les moments d'inertie, des valeurs de référence ont été calculés pour chaque sujet. Pour le pédalier, le moment d'inertie autour de son axe de rotation a été évalué en utilisant un logiciel de modélisation 3D (Autodesk Inventor 2011 ©), avec une erreur de masse de 7g (0.7%). Sa valeur était donnée (0.0327 Kg.m² ou Nm.s². rad⁻¹). D'autre part, comme chaque sujet avait son pied droit déjà reconstruit à l'aide d'un scanner 3D de surface (cf. chapitre 2 des travaux personnels), le moment d'inertie du pied était donné le long de l'axe de rotation de cheville (ou axe bi-malléolaire). Ainsi,

l'inertie de référence du système (I_{Ref}) a été obtenue en additionnant ensemble les inerties du pédalier et du pied (voir annexe pour les détails des calculs) autour de l'axe de rotation et au centre de rotation (O).

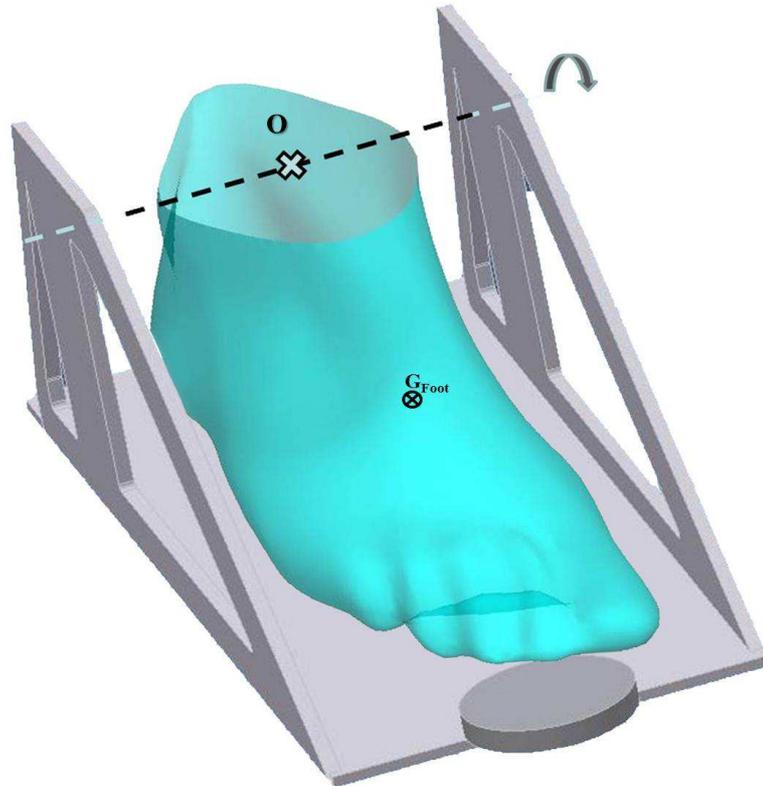


Figure 42-Modélisation 3D du système {pied – pédalier}

Sur ce, quel que soit le niveau de couple développé, I_{Ref} a été intégré dans l'équation de calcul de la raideur (Équation 2), donnant ainsi une mesure de référence (S_{Ref}).

Méthode 'directe'

Connaissant la position fixe de l'accéléromètre par rapport au repère mobile du pédalier (Figure 43), l'accélération angulaire est directement calculée comme suit:

$$\ddot{\theta}_{Direct}(t) = \frac{[a \times A_y(t) - b \times A_x(t)]}{a^2 + b^2}$$

Équation 4

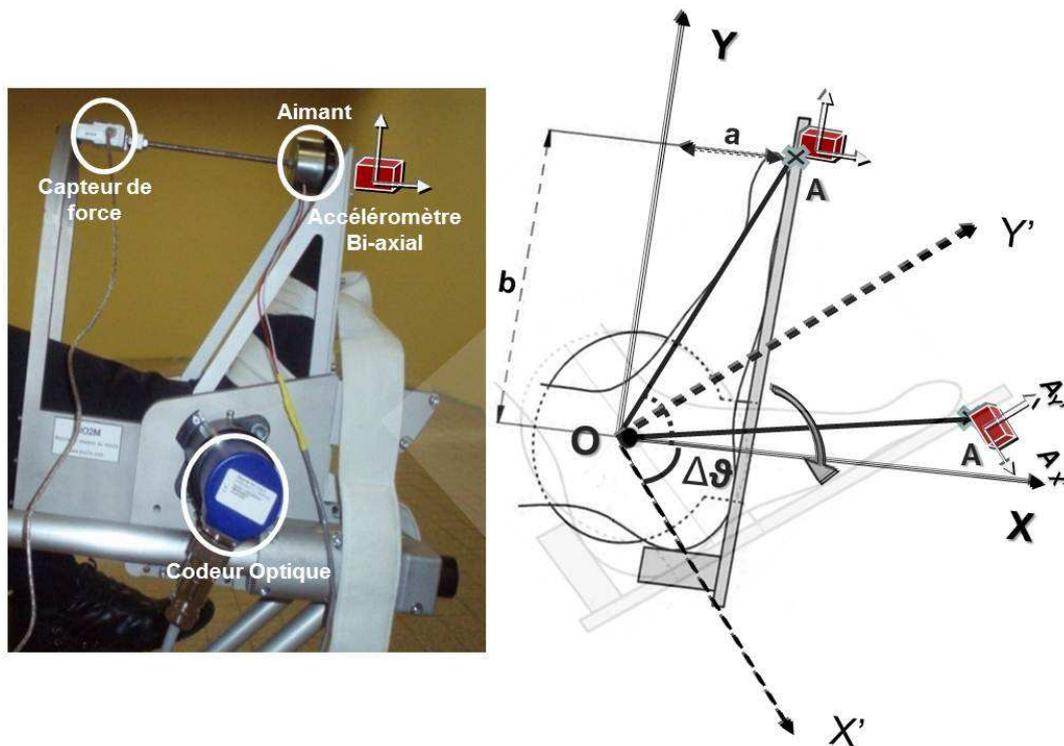


Figure 43-Illustration simplifiée du mouvement et de la position de l'accéléromètre

Avec (a, b) les positions locales de l'accéléromètre par rapport au repère mobile lié au pédalier $R'(O, X', Y')$; $A_{X'}$ et $A_{Y'}$ les accélérations instantanées mesurées (voir annexe pour détails des calculs).

Comme l'angle du pédalier (ou alignement par rapport à la vertical) était connu instantanément (à l'aide du codeur optique), les composantes gravitationnelles du vecteur \vec{g} (g_x , g_y) ont été soigneusement soustraites des mesures brutes de l'accéléromètre et le signal résultant a été lissé à l'aide d'un filtre du même type de filtre utilisé pour les signaux dérivés (médian). La durée des effets de rémanence a été mesurée comme le temps écoulé entre l'instant effectif du début de mouvement (détecté par l'accéléromètre) et l'instant de détection de $\ddot{\theta}_{\max}$ (Lambertz et al. 2008). Les données accélérométriques ont donc été incorporées dans les deux équations (Équation 2 et Équation 3), donnant une mesure 'directe' du moment d'inertie (I_{Direct}) et de la raideur (S_{Direct}).

Calcul de l'indice Raideur

L'indice de raideur musculotendineuse (SI_{MT}) a été défini comme la pente de la droite de régression linéaire entre la raideur et le couple développé ($S = f(T)$) (Goubel 1997; Lambertz et al. 2008).

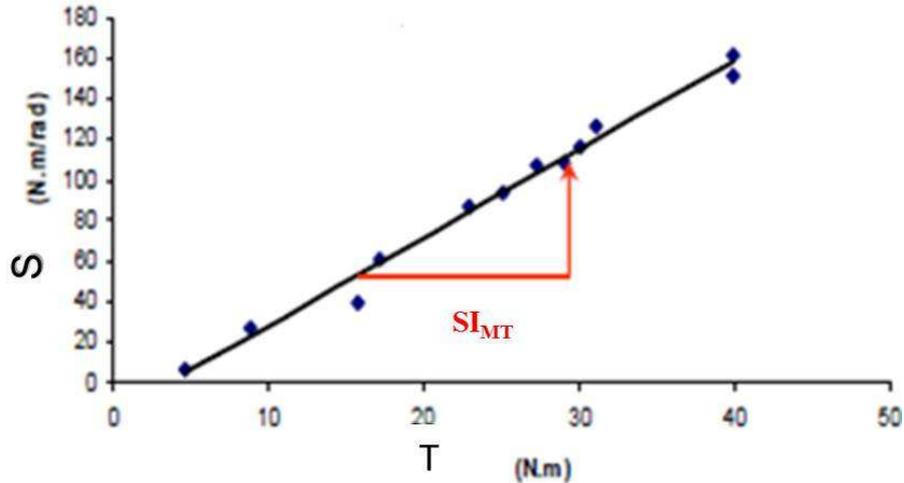


Figure 44 - Calcul de l'indice de raideur

Ainsi, trois indices ont été calculés, y compris SI_{MT-Ref} (pente de la droite $S_{Ref} = f(T)$); $SI_{MT-Classique}$ (pente de la droite $S_{Classique} = f(T)$) et $SI_{MT-Direct}$ (pente de la droite $S_{Direct} = f(T)$).

Finalement, afin d'évaluer et vérifier la relation la raideur et le seuil d'activation musculaire, la pente de la droite de régression linéaire $S = f(EMG_{TS})$ (Lambertz et al. 2003a) a été calculée pour chaque approche également (SI_{MT-EMG}).

Statistiques

Pour chaque sujet, la moyenne et variations (SD intra sujet) des pics d'accélération angulaires $\ddot{\theta}_{max}$, des moments d'inertie (I) et de la raideur (S) ont été calculés et reportés, ainsi que l'indice de raideur (SI_{MT}), pour chacune des méthodes.

La validité des paramètres de raideur a été évaluée par une comparaison entre approches: test de *Student* (t -test entre deux échantillon non appariés) ou analyse de variance (ANOVA, 1 répétition, 3 groupes/approches) sur des groupes de 9 données moyennes par paramètre par approche. Toutes les comparaisons étaient bilatérales et les valeurs $P \leq 0,05$ ont été considérées comme significatives.

Les coefficients de corrélation (r) avec leurs P -values respectives ont été signalés pour toutes les régressions effectuées.

Résultats

Un exemple typique des signaux bruts recueillis pour une acquisition à un niveau de couple donné, est montré dans la figure ci-contre (Figure 45). Dans la figure, nous distinguons de haut en bas: le couple (en N), l'angle $\theta(t)$ (en rad), les signaux d'accélération bruts puis filtrés $\ddot{\theta}(t)$ (en rad/s²) et enfin le signal EMG du muscle TA (en mV). Ces mêmes patterns étaient assez répétitifs entre les

sujets. Pratiquement, pour chaque $\ddot{\theta}_{\max}$ détecté, les variations d'angles $\Delta\theta$ et d'accélérations angulaires $\Delta\ddot{\theta}$ correspondantes étaient mesurées (sur la durée de 20ms qui suit). Le réflexe à l'étirement du TA survenait dans les 100ms qui suivent en général, mais toujours bien après les 20ms d'intérêt. Ainsi le moment d'inertie était calculé (sauf pour l'approche de référence) ainsi que la raideur musculotendineuse (S).

Par la suite, les résultats seront présentés dans l'ordre suivant, en commençant par l'analyse des signaux d'accélérations, puis des moments d'inerties et terminer par les paramètres de raideur.

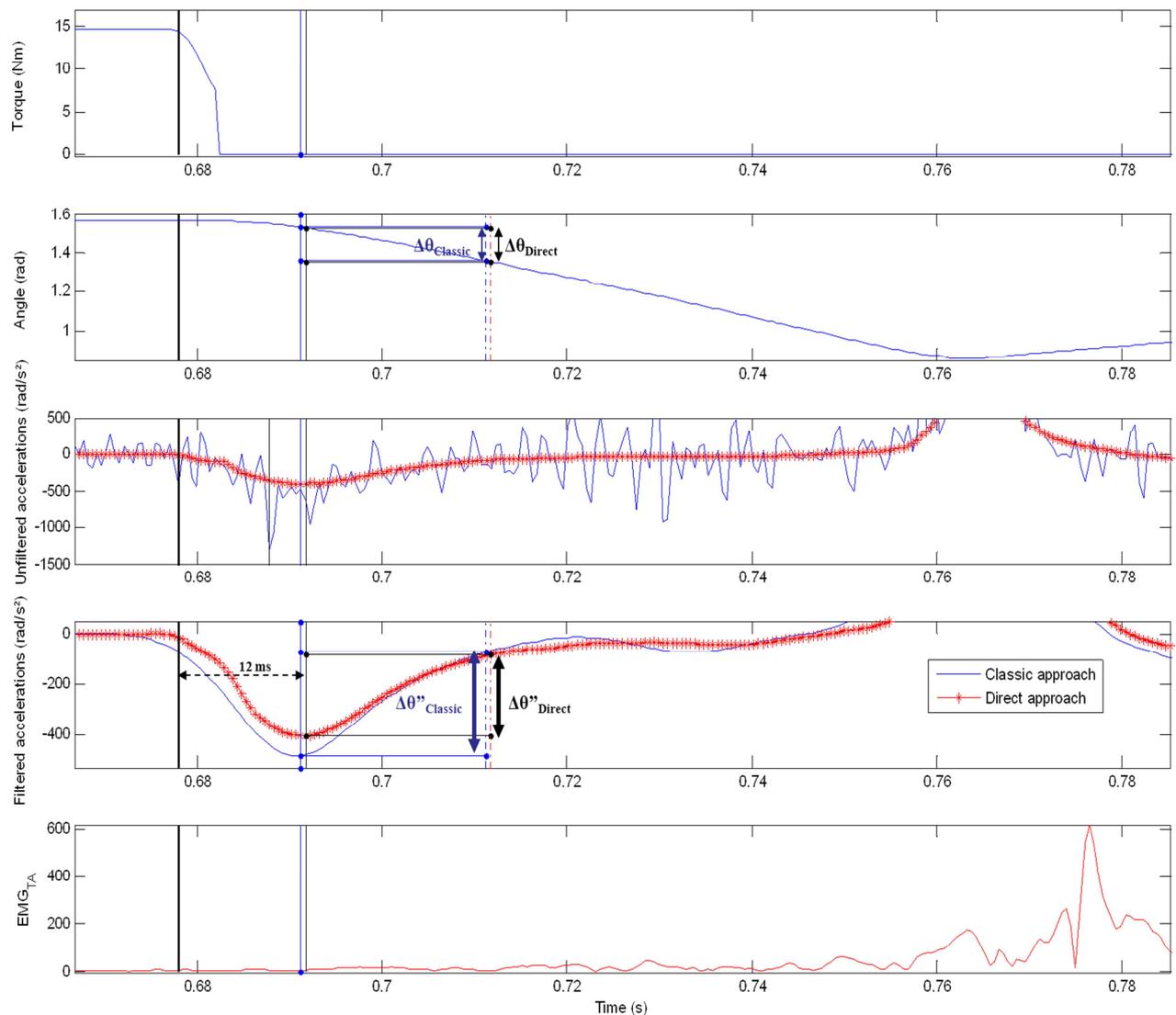


Figure 45-Exemple des signaux recueillis pour un sujet à 25% de sa MVC. Le trait épais noir indique le début effectif du 'release', les traits fins et pleins, l'instant de détection de $\ddot{\theta}_{\max}$ (classique – bleu, directe – noir) et les traits pointillés les 20ms qui suivent

Analyse des signaux d'accélération

Les formes des signaux d'accélération étaient similaires entre le signal dérivé (approche classique) et le signal accélérométriques (approche directe), comme montré dans la figure ci-dessus (Figure 45, avec en rouge l'accélération calculée et en bleu celle dérivée).

Au niveau des pic d'accélération ($\ddot{\theta}_{\max}$), les écarts entre les 2 approches étaient petits pour les faibles niveaux de couple (25% de la MVC), mais cette différence augmentait avec les niveaux de couples plus élevés et la croissance était plus importante dans l'approche classique (Figure 46).

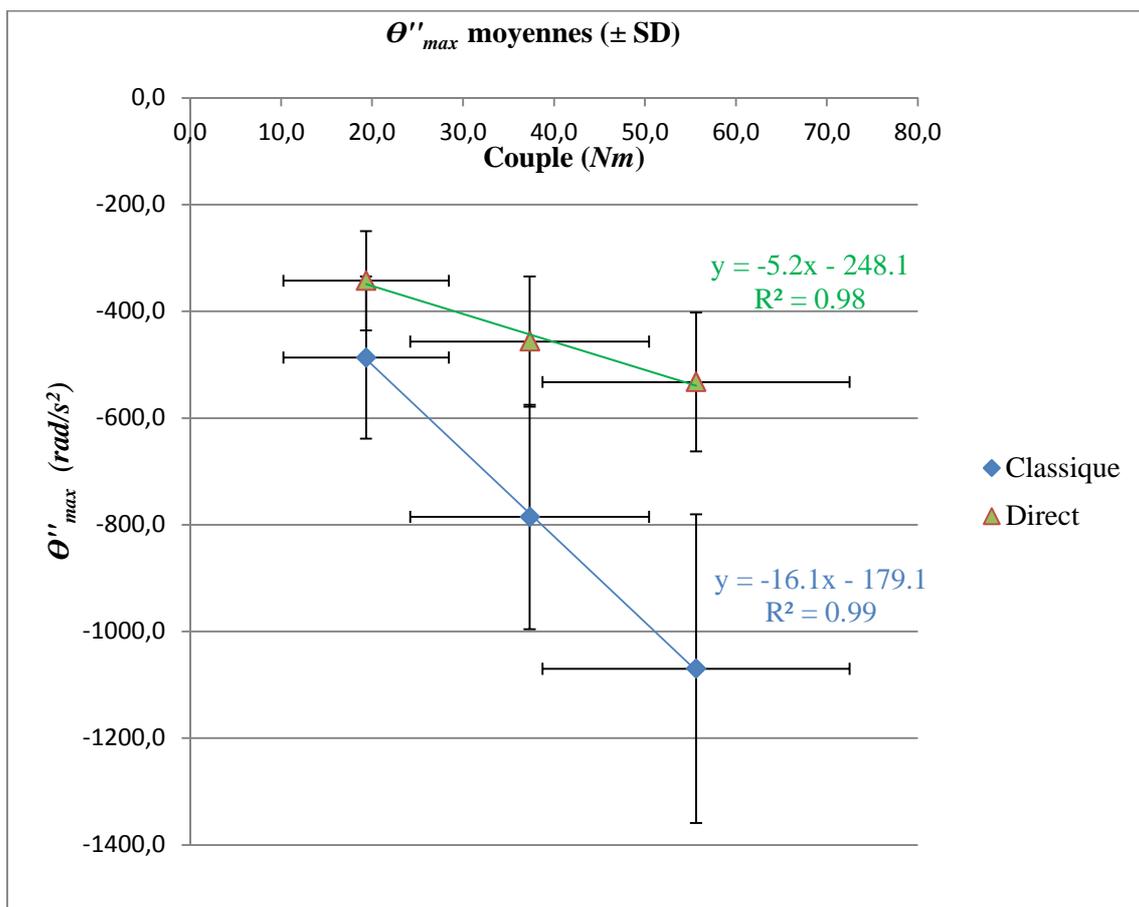


Figure 46-Variation des pics d'accélération moyens avec les niveaux de couple, avec les droites de régressions moyennes sur toute la population

La moyenne des 9 pics d'accélération mesurées par sujet, étaient par conséquent plus élevés dans l'approche classique (dérivation et filtrage des signaux bruts angulaire), avec des valeurs moyennes mesurées de 797 vs. 438 rad/s², (classique vs. directe, $P < 0.01$). Les instants de détection de pics différaient légèrement entre les approches, avec des minimums atteints systématiquement plus tôt dans les signaux dérivés. La valeur moyenne de ce 'déphasage' était de 3 ms (variant entre 0.8 et 5 ms) pour la détection de pic. La durée de rémanence moyenne, telle que mesurée sur le signal d'accélération calculée (approche classique) était de 12 ms (Figure 45).

Analyse des moments d'inertie (I)

Il existait une forte corrélation entre les moments d'inertie et le couple développé dans les 2 approches, étant donné que l'inertie augmentait significativement avec les niveaux de couple. Les coefficients de corrélation moyens (r) étaient de 0.94 et 0.89 ($P < 0.001$), pour les approches classiques et directes respectivement.

Les variations du moment (SD intra-individuelle) étaient plus importantes dans l'approche directe (0.022 - 28% vs. 0.006 - 14% Nms²/rad, directe vs. Classique - Tableau 25), comme montré dans la figure suivante (Figure 47).

Les ordonnées à l'origine des droites de régression pour les approches classiques et directes correspondent à la valeur théorique du moment d'inertie du système si soumis à aucune force (couple $T = 0$). Les deux valeurs (0.0326 et 0.0332 Nms²/rad, pour les approches directes et classiques) sont très voisines et comparables à la valeur d'inertie du pédalier ($I_{\text{pédalier}} = 0.0327$ Nms²/rad ou Kg.m²).

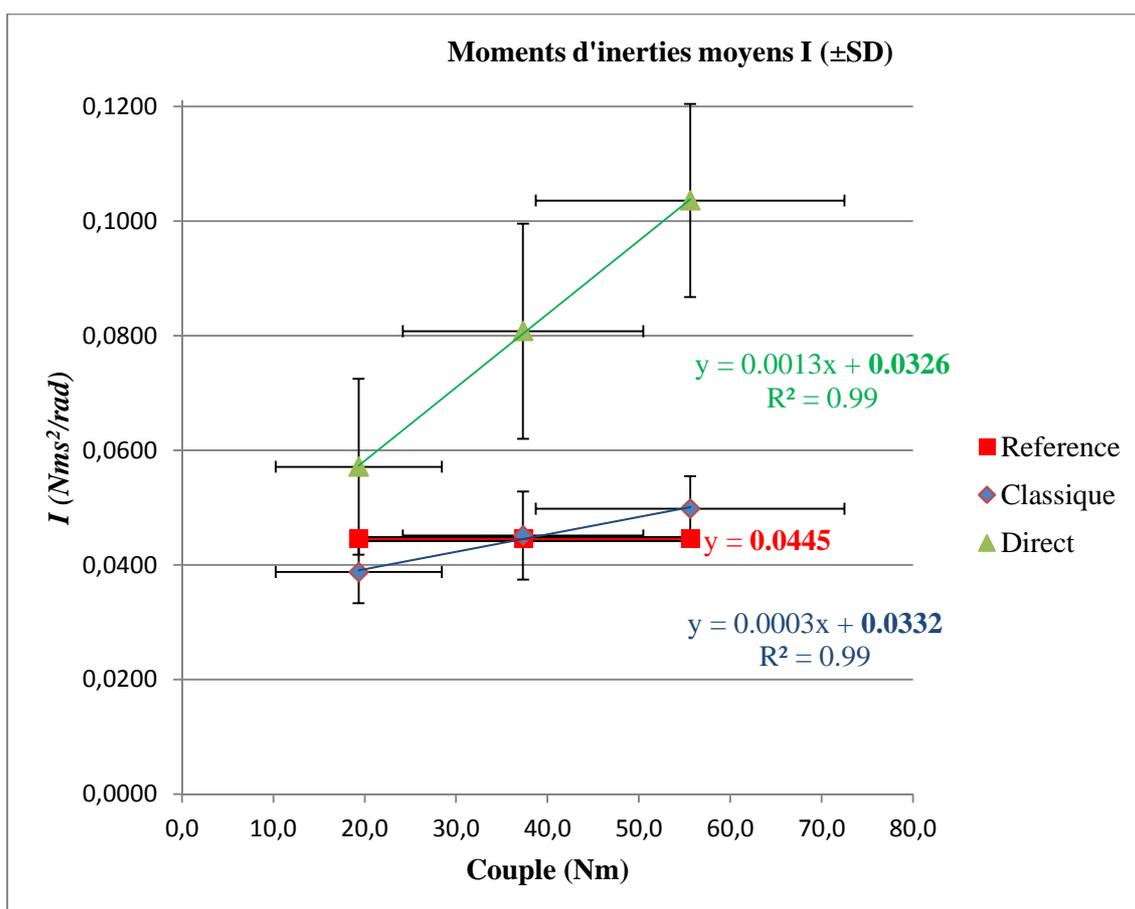


Figure 47-Variation des moments d'inertie moyens avec le couple développé, selon les droites de régressions moyennes sur toute la population

Les moments mesurés dans l'approche directe ($I_{Direct} = 0.080 \pm 0.017 \text{ Nm.s}^2/\text{rad}$) étaient plus grands que ceux calculés classiquement ($I_{Classique} = 0.044 \pm 0.005 \text{ Nm.s}^2/\text{rad}$), et de la valeur de référence ($0.044 \pm 0.004 \text{ Nm.s}^2/\text{rad}$) ($P < 0.0001$ - Tableau 25).

Analyse des raideurs musculotendineuses (S)

La raideur musculotendineuse (S) augmentait de façon linéaire avec le couple développé dans toutes les approches, avec des coefficients de corrélation moyens (r) de 0.93, 0.96 et 0.95 pour les approches de référence, classique et directe, $P < 0.001$), comme le montrent les droites de régressions moyennes ci-dessous (Figure 48). Les variations intra-individuelles avec les niveaux de couple étaient comparables entre les approches classique et directe, mais la croissance était plus faible quand on exclue l'effet de variation de l'inertie (méthode de référence).

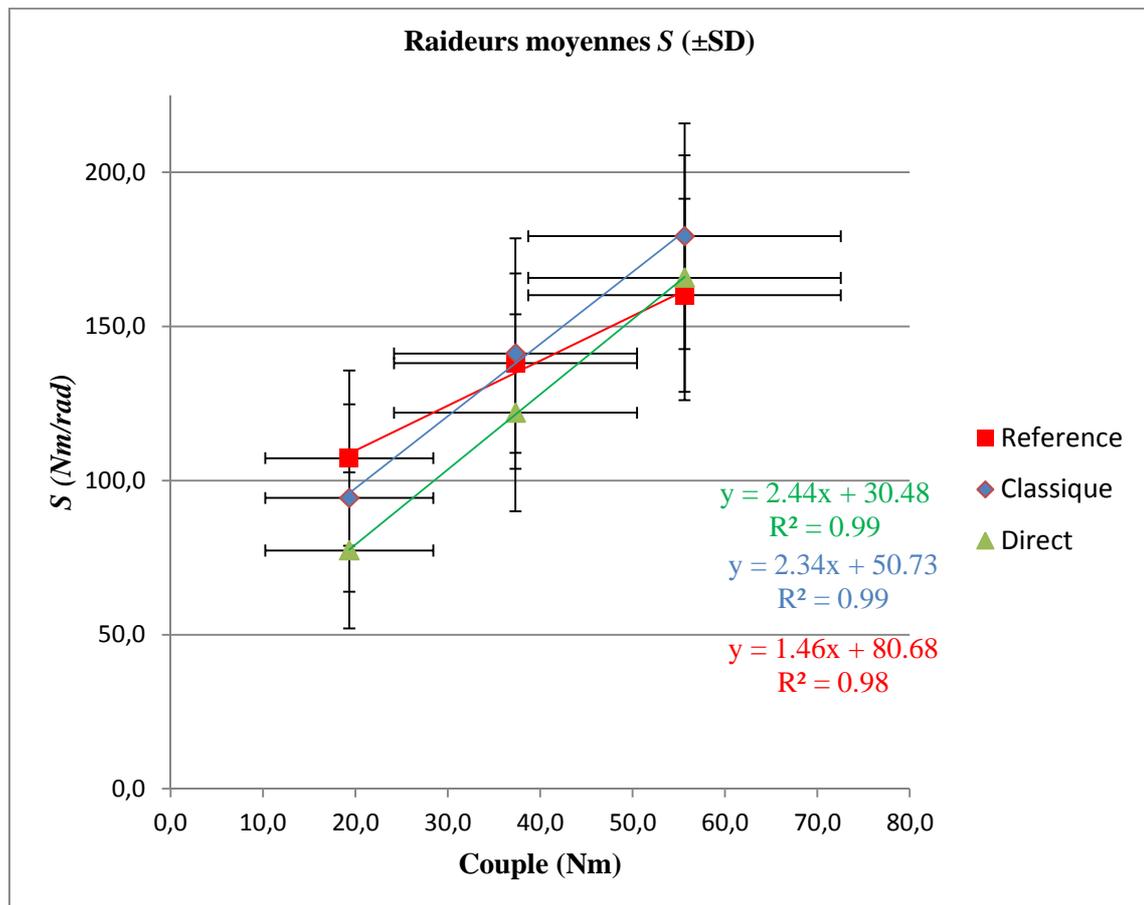


Figure 48- Variation de la raideur musculotendineuse moyenne avec le couple développé, selon les droites de régressions moyennes de toute la population

Pour tous les sujets, la raideur moyenne était comparable entre toutes les méthodes, mais légèrement plus faible dans l'approche directe ($S = 134.8, 135.1$ et 121.3 Nm/rad , référence, classique et directe, $P = 0.6$ - Tableau 25).

Indice de raideur (SI_{MT})

Les indices de raideurs (SI_{MT}) étaient similaires entre les approches classiques et directes ($P = 0.86$ – t -test), mais étaient plus petits dans l'approche de référence. Les valeurs moyennes reportées sont de l'ordre de 1.5 (Référence), 2.3 (Classique, $P = 0.03$, t -test vs. référence) et 2.4 (Directe, $P = 0.04$) rad^{-1} . De manière générale, aucune différence statistique n'existait entre les approches ($P = 0.07$, ANOVA).

L'ensemble des valeurs moyennes par paramètres sont résumés dans le tableau suivant (Tableau 25) :

Paramètre	Référence	SD		<i>r</i>	Classique	SD		<i>r</i>	Directe	SD		<i>r</i>
	Moyenne	<i>intra</i>	<i>inter</i>		Moyenne	<i>intra</i>	<i>inter</i>		Moyenne	<i>intra</i>	<i>inter</i>	
MVC (Nm)	82.5		26.9	<i>n.a</i>	n.a		n.a	<i>n.a</i>	n.a		n.a	<i>n.a</i>
$\ddot{\theta}_{\max}$ (rad/s ²)	n.a		n.a	<i>n.a</i>	797	(257)	(218)	<i>n.a</i>	438*	(89)	(107)	<i>n.a</i>
<i>I</i> (Nms ² /rad)	0.044		(0.003)	0	0.044	(0.006)	(0.005)	0.94	0.080*	(0.021)	(0.017)	0.89
<i>S</i> (Nm/rad)	134.8	(23.9)	(32.8)	0.93	135.1	(38.8)	(35.4)	0.96	121.3	(40.5)	(29.9)	0.96
SI _{MT} (rad ⁻¹)	1.5		(0.7)	<i>n.a</i>	2.3		(1.0)		2.4		(1.3)	

Tableau 25 - Synthèse des valeurs moyennes par paramètre. **P* < 0.001 - ANOVA ou Unpaired *t*-test

n.a.: non applicable; *r*: coefficient de corrélation avec le niveau de couple (T) ; *intra* : écart-type du paramètre pour un même sujet ; *inter* : écart-type de la valeur moyenne entre les sujets

Par rapport aux seuils d'activation musculaire, la corrélation ($r > 0.66$) entre l' $iEMG_{TS}$ normalisée (en % d' $iEMG_{TS-max}$) et la raideur musculotendineuse (S) existait chez presque tous les sujets et dans toutes les approches, comme montré sur l'exemple ci-dessous (Figure 49). Les pentes des droites de régressions (SI_{MT-EMG}) étaient de 94.9, 146.4 et 153.9 $Nm.rad^{-1} .\%^{-1}$ avec des coefficients de corrélations moyens (r) de 0.68, 0.69 et 0.68 (référence, classique et direct, $P < 0.05$ pour les 3).

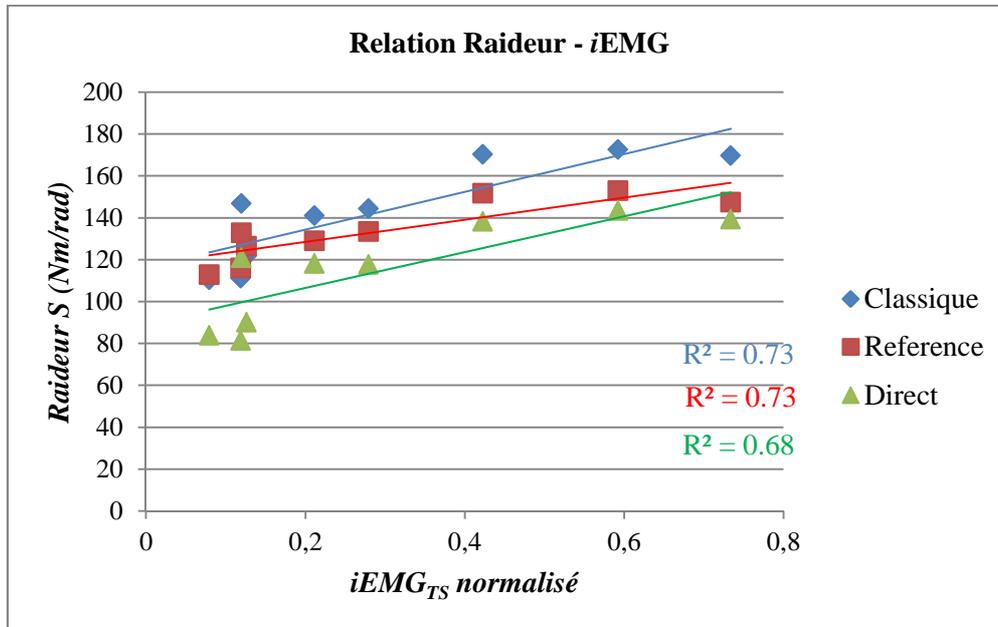


Figure 49-Exemple (pour un des sujets masculins) de relation entre seuils d'activation musculaires (iEMG normalisé) et raideur musculotendineuse

Discussion

Même si la technique du «Quick-Release» initialement proposée par Goubel (1973) est acceptée et utilisée couramment (Rabitta et al. 2008, Grosset et al. 2009, 2010), les essais préliminaires (non reportés dans le manuscrit) et la revue de littérature nous ont avertis des éventuelles limites de cette technique. Ainsi, ce chapitre propose une méthode pour évaluer la validité du calcul des paramètres de raideur intrinsèque musculotendineuse. Le protocole expérimental était conforme avec ceux proposé dans les études publiées (Lambertz et al. 2008). La méthode proposée consiste à faire une vérification des paramètres à travers des mesures directes de l'accélération et le calcul d'un moment d'inertie de référence du système {pied – pédalier}.

Les résultats ont montré que les moments d'inertie 'extrapolés' ($I_{Classique}$ et $I_{Directe}$) n'étaient pas constants et augmentaient avec le niveau de couple développé; néanmoins les paramètres de raideur (S et SI_{MT}) restaient comparables entre les approches. D'autre part, la dépendance de la raideur (S) avec les niveaux de couple et d'activation musculaires a été vérifiée tout au long des expériences (Allum et

al. 1982; Proske 1987 ; Weiss et al. 1988 ; Mirabgheri et al. 2000, de Zee & Voigt 2001; Lambertz et al. 2003) et observée dans les trois approches.

La discussion spécifique se fera tout d'abord autour de la source primaire d'incertitude que nous cherchions à élucider (l'inertie), puis nous aborderons les paramètres de raideur en les comparant aux quelques valeurs déjà reportés dans la littérature sur des sujets du même âge.

Comparaison des moments d'inertie (I)

Comme les pics d'accélération étaient plus élevés dans l'approche classique (*vs.* directe), les moments d'inertie étaient par conséquent plus petit (Équation 2 et Équation 3), cependant les valeurs moyennes ($I_{Classique}$ uniquement) restaient comparables à celle de référence du système; quant aux valeurs d'intersections (des droites de régressions avec l'axe des ordonnés), elles étaient quasi similaires à la seule inertie du pédalier ($I_{Pédalier} = 0.0327 \text{ Nm.s}^2/\text{rad}$) pour les 2 approches. Cette dernière observation permet de vérifier le fait que si le pédalier n'était soumis à aucune force (couple = 0), son mouvement de rotation ne serait due qu'à son inertie, alors que dans la dernière étude (Lambertz et al. 2008), la valeur d'intersection ($I_{Intercept}$) était supérieure à celle du système (pied-pédalier) estimée géométriquement.

Les pics plus élevés de $\ddot{\theta}_{max}$ (approche classique *vs.* directe) peuvent être dues au bruit important observé sur le signal dérivé avant filtrage (i.e. Figure 45). Ainsi les paramètres de filtrage (taille de la fenêtre, choix de la technique) ont une influence majeure sur le signal d'accélération extrapolé: pente de la courbure, perte d'amplitude et décalage temporel du pic (en moyenne 3 ms, classique *vs.* directe), par conséquent le temps de rémanence mesuré sur les signaux d'accélération directe (en moyenne 12ms), était plus long que celui mesuré sur les signaux dérivés (~9ms).

D'un autre côté, les faibles valeurs et croissances des pics (avec le niveau de couple) dans l'approche directe (i.e. Figure 46), suggèrent que l'accéléromètre n'était pas suffisamment sensible si les sujets développaient des couples élevés (sans pour autant montrer des signes de saturation). L'utilisation d'un tachymètre pour une mesure directe de la vitesse angulaire (Tognella et al. 1997, Rabita et al. 2008) pourrait partiellement résoudre ce problème en minimisant les effets de la dérivation.

La forte corrélation entre le moment d'inertie et les niveaux de couple dans les deux approches ($r = 0.94$ et 0.89 , $P < 0.001$), suggèrent que l'effet de l'inertie sur la rotation du système, prend le dessus sur le comportement de la CES. En outre, une telle corrélation ne corrobore pas les résultats des précédentes études (Loram & Lakie 2002a,b ; Lambertz et al. 2008 - $r_{max} = 0.59$) dans lesquels les niveaux de couple étaient considérablement inférieurs à ceux développés par nos sujets (entre 20 et 25 *vs.* 62 Nm dans notre étude). Ainsi, l'examen de sujets ayant une grande force musculaire à la cheville (i.e. sportifs) doit se faire avec beaucoup d'attention, car les vibrations mécaniques et composantes inertiels peuvent fortement influencer les signaux recueillis, surtout si des matériaux trop légers

composent l'ergomètre (Hof 1997a). Une solution serait de revisiter les conditions imposées pour les niveaux d'effort sous-maximal, ce qui pourrait faire l'objet d'une prochaine étude visant à trouver le meilleur compromis d'intervalle pour les niveaux de couple (au minimum >20% MVC, Tognella et al. 1997), tout en gardant des mesures valides.

Comparaison des paramètres de raideur (S et SI_{MT})

Les valeurs de raideurs musculotendineuses (S) étaient comparables entre les approches, et légèrement inférieures dans l'approche directe. Comme l'équation utilisée est basée sur un rapport (

$S = \frac{C}{\dot{\theta}_{\max}} \times \frac{\Delta\ddot{\theta}}{\Delta\theta}$, en combinant Équation 2 et Équation 3), les sources d'incertitudes ou bruit (dans les signaux d'accélération extrapolés/dérivés ou calculés) seraient systématiquement compensées.

A notre connaissance peu d'études utilisant cette technique ont reportés des valeurs de raideur (S), sauf chez une population âgée sédentaire (S entre 80 et 200 Nm/rad, Ochala et al. 2004). D'autres études utilisant une approche différente de détente rapide, ont également reportés des valeurs plus élevées que celles obtenues dans notre étude (Hof 1998 ; deZee & Voigt 2001). Cependant, dans leur protocole expérimental le sujet est en position debout avec la cheville initialement à 10 ° de flexion dorsale.

<u>Source</u>	<u>N</u>	<u>Age</u>	<u>SI_{MT}</u>	<u>S</u>	<u>MVC</u>
Hof 1998	10	33 (6)	5.9 (3.0)	[250 – 400]	113.8 (21.3)
De Zee & Voigt 2001	10	33 (6)	[2 - 3.8]	[443 – 668]	108 (36)
Lambertz et al. 2003	6	20.8 (1.6)	3.9 (0.5)	<i>n.c.</i>	105.7 (8.6)
Ochala et al. 2004	12	19-24	2.03 (0.37)	[100- 240]	83.5 (13.8)
Lambertz et al. 2008	7	25.3 (2.3)	2.0 (0.8)	<i>n.c.</i>	<i>x</i>
Rabita et al. 2008	9 – contrôle	27.5 (2.2)	2.8 (0.8)	<i>n.c.</i>	87.1 (15.6)
	9 – sportif	24.5 (3.9)	1.8 (0.5)		102.5 (15.3)
Grosset et al. 2009	30	21.1 (1.3)	2.7 (0.3)	<i>n.c.</i>	112.4 (5.4)
Etude	9 (1F)	28.6 (4.3)	2.3 (1.0)	[47 – 236]	82.5 (26.9)

Tableau 26-Comparaison des valeurs de raideurs avec la littérature (sujets de contrôle uniquement)

Les indices de raideur (SI_{MT}) étaient également comparables entre les approches classique et directe (2.3 (1.0) et 2.4 (1.3)). Toutefois, quand les effets dues à la variation de l'inertie sont écartés

(méthode de référence), la pente de la droite de régression $(S) = f(T)$ est plus faible, donnant des valeurs d'indices (SI_{MT-Ref}) de l'ordre de 1.5 (0.7) rad^{-1} . Cette approche de référence est similaire à la méthode de correction de l'inertie proposée par Hof (1997b), dans laquelle les valeurs de couple sont corrigées sur base d'un moment d'inertie connue pour le système (pieds – pédalier). Cependant, les indices obtenus, restent comparables à ceux déjà publiés chez des sujets sains ayant le même âge (Tableau 26), mais restent inférieurs aux pentes des droites caractérisant la partie linéaire de la courbe ('release-curve') dans l'étude de Hof (1998).

L'intérêt d'avoir apporté une amélioration à l'estimation de l'inertie du pied est illustré sur le cas suivant par exemple (Figure 50) :

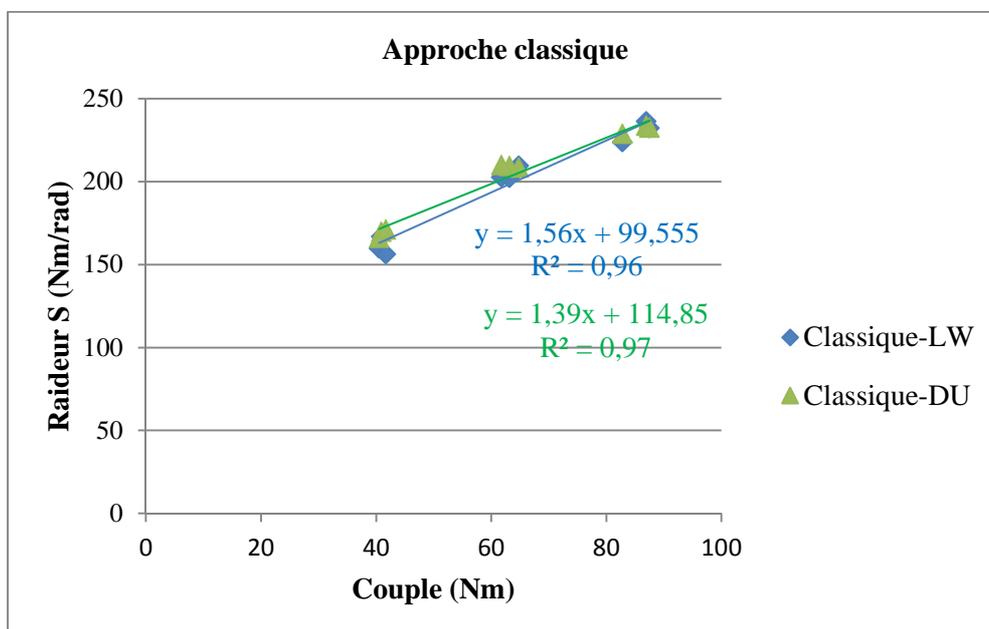


Figure 50 - Droites de régression Raideur-Couple en utilisant l'approche classique (exemple sur le sujet S9)

Pour ce sujet, si les équations de Dumas et al. (DU) étaient utilisées, le moment d'inertie de référence de tout le système serait de 0.0467 Kg.m^2 (vs. 0.0511 si les équations LW étaient appliquées). Ainsi pour la méthode classique, afin de faire converger l'inertie 'extrapolée' (par dérivation et filtrage) vers cette nouvelle valeur de référence, la taille de la fenêtre de filtrage change et l'impact sur l'indice de raideur est de l'ordre de 13% (1.56 vs. 1.39 LW et DU). L'impact sur l'indice de raideur de référence (si l'inertie est supposée constante indépendamment du niveau de couple) est de l'ordre de 16% (1.01 vs. 0.85 LW et DU - Figure 51).

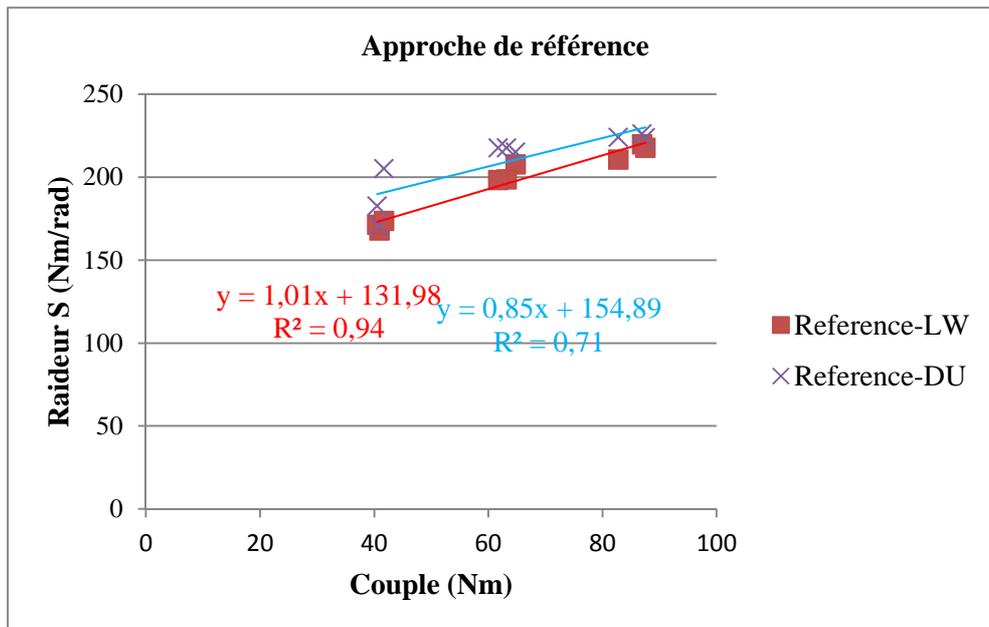


Figure 51 – Droites de régression Raideur-Couple en utilisant l'approche de référence (exemple sur le sujet S9)

A noter pour l'approche de référence, que le coefficient de corrélation (raideur-couple) diminue nettement si l'estimation de Dumas est utilisée.

En résumé, la quantification de la raideur musculotendineuse à l'aide d'ergomètre, doit être réalisée avec beaucoup de précautions et un enquêteur expérimenté. Les résultats ont montré que la variation des moments d'inertie ne semble pas avoir un impact significatif sur le calcul des paramètres de raideur.

Conclusion

L'utilisation de la méthode du «Quick-Release» pour la caractérisation de la raideur musculotendineuse à la cheville a pu être validée à travers cette étude, et ce par une vérification des moments d'inerties obtenues à l'aide de différentes approches. Les résultats ont montrés que même si le moment d'inertie augmente avec le couple, les valeurs de raideurs restaient comparables entre les approches. Ceci a en partie été expliqué par le fait que la formule proposée est basée sur un rapport où les éventuelles sources d'erreurs se compenseraient. A l'aide d'un exemple nous avons également mis en valeur l'intérêt d'avoir une estimation précise du moment d'inertie (du pied et pédalier).

A ce stade, le protocole étant bien défini et validé, il sera appliqué dans la dernière étude à une population de sujet âgée en reprise d'autonomie.

Cette partie des travaux a fait l'objet d'une publication soumise à la revue internationale *Journal of Biomechanics*.

CHAPITRE 4 - Caractérisation biomécanique de la population cible

Introduction

Le vieillissement normal des structures musculotendineuses et du système nerveux auquel s'ajoute les modifications consécutives à l'alitement, sont vraisemblablement en cause dans la perte d'autonomie observée chez les sujets âgés au décours de leur hospitalisation. Notre hypothèse est que cette perte d'autonomie est principalement liée au défaut d'équilibre postural dans lequel les changements des propriétés mécaniques (i.e. raideur musculotendineuse) des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville jouent un rôle majeur.

L'objectif de ce chapitre était de caractériser la raideur musculotendineuse chez des patients en reprise d'autonomie à la suite d'un alitement, et d'analyser leur équilibre par une approche stabilométrique. L'identification des stratégies utilisées par le patient, pourrait être utile à l'élaboration et planification des traitements appropriés en termes de réhabilitation et les paramètres mesurés permettront de mesurer l'efficacité des stratégies de mouvement utilisés. D'autre part, étant donné la diversité et quantité des paramètres stabilométriques, cette étude permettra également d'identifier ceux dont l'interprétation physiologique permettrait au mieux d'expliquer les observations relevés chez ces patients, en les comparant à un groupe témoin.

Matériels et méthodes

L'étude s'est déroulée au sein du laboratoire d'ARM (Analyse et Restauration du Mouvement) se trouvant au service de Médecine Physique et Réadaptation de l'hôpital Henri-Mondor.

L'examen se déroulait en 2 étapes: une étude de la raideur des fléchisseurs plantaires et une analyse posturale (sous différentes conditions).

Un accord du comité d'éthique local (CPP Ile-De-France IX) a été obtenu au préalable pour cette étude, considérée comme faisant partie des soins courants.

Population

Les patients recrutés étaient hospitalisés en soin de suites et réhabilitation (SSR) dans le service de gériatrie du pavillon Calmette de l'hôpital Albert Chennevier (service du professeur Elena Paillaud). La diversité des profils observés lors de l'étude rétrospective et l'observation des patients lors de l'immersion clinique, a conduit aux critères d'inclusions suivants :

- Patients en reprise d'autonomie ayant subi un alitement (≥ 2 jours)
- Patient autonome avant hospitalisation (pas d'utilisation d'aides techniques au domicile)
- Capacité à se tenir debout et d'effectuer quelques pas seul (avec éventuel présence/assistance d'une tierce personne)
- Capacité cognitive suffisante afin de coopérer à l'étude (MMSE ≥ 21)
- Patient non poly médicamenteux (prise de médicaments ayant un effet sur l'état physique ou mental, i.e. antidépresseurs, antidouleurs)

L'inclusion se basait surtout sur le jugement du médecin responsable du service. Une fois le patient sélectionné, une demande d'examen quantifiée de l'équilibre et de la marche était remplie par le médecin et transmise au laboratoire ARM pour la prise de rendez-vous et mobilisation d'une ambulance pour le transport du patient.

Un groupe de 10 patients répondants aux critères d'inclusions ont pu être recrutés pour la campagne de mesures, qui a été précédée d'une campagne sur 10 sujets de contrôles, constituant un groupe de jeunes adultes asymptomatiques (3 F, âge 27(3), taille 178(6) cm, masse 73(13) Kg).

Préparation du sujet

Lecture du dossier clinique

Les informations cliniques des patients (Tableau 27) étaient extraites du dossier clinique (motif d'hospitalisation, durée de l'alitement, utilisation d'aides techniques, comorbidités).

Patients	Age	Sexe	Motif	Alitement (jours)	Taille (cm)	Poids (Kg)
M1	76	M	PTH G	15	180	84
M2	81	F	Chute	6	175	72
M3	85	M	PTH G	21	168	59
M4	84	F	Chute	2	170	64
M5	93	M	PTH D	10	156	41
M6	84	F	PTH D	9	163	87
M7	89	M	PTH D	5	160	43
M8	76	M	PTH G	5	170	54
M9	83	F	PTH D	17	160	55
M10	80	F	PTH D	3	165	77
Moyenne (SD)	83.1 (5.3)	5 (F)	x	9.3 (6.4)	166.7 (7.4)	63.6 (16.1)

Tableau 27 - Profil des patients. *PTH : Prothèse totale de hanche

La plupart des patients ont été admis pour motif de traumatologie de hanche, avec pose de prothèse totale ou partielle (PTH), les autres pour cause de chute non traumatique au domicile lié à une perte générale d'autonomie. Par rapport aux comorbidités identifiées dans l'étude rétrospective, le patient M1 avait un antécédent neurologique d'AVC (sans séquelles motrices) et un historique de chute ainsi que le patient M5. La patiente M2 avait un antécédent orthopédique à la hanche (PTH D). Les autres n'avaient aucune condition pouvant affecter leur équilibre. Tous les patients utilisaient un déambulateur pour leurs AVQ au sein du service et pour faire de la kiné, mis à part les patients M8 et M10 qui utilisaient une canne et le patient M5 qui était autonome.

Pose des électrodes EMG (Électromyogramme)

Comme décrit dans le chapitre précédent, des électrodes EMG bipolaires (avec électrode de référence) étaient posées sur l'ensemble des muscles fléchisseurs plantaires (jumeaux internes/externes et soléaire) ainsi que sur le muscle tibial antérieur. Les sites de positionnement des électrodes c'est fait en respectant la convention du projet SENIAM (Hermens et al. 2000), supposant l'alignement des électrodes selon les directions des fibres musculaires. La peau était d'abord soigneusement nettoyée en surface avec de l'alcool et du gel abrasif, afin de réduire son impédance. La fixation était renforcée à l'aide de bandes élastiques afin de minimiser le bruit relatif aux mouvements des tissus mou (Figure 52).

Etude de la raideur des fléchisseurs plantaires (ou raideur musculotendineuse)

Après avoir testé le bon fonctionnement du matériel, le sujet était installé dans l'ergomètre de cheville (société Bio2M – France), la jambe droite dans le pédalier instrumenté (décrit dans le chapitre précédent), le genou tendu (légèrement fléchi). Seule la jambe droite était examinée afin de réduire le temps de préparation car d'une part l'ergomètre était configuré pour l'analyse du côté droit, mais également plusieurs études ont montré qu'il n'existe pas de différences significatives en termes de raideur, entre le côté dominant et non-dominant (Hunter & Spriggs 2000). Le protocole correspondait à celui déjà décrit et validé précédemment et l'estimation de l'inertie du pied des sujets s'est faite à l'aide des équations de régressions obtenues et les détails des calculs sont mis dans l'annexe.

Etude posturale

Protocole expérimental

L'étude de la station debout (d'aplomb) a été réalisée à l'aide d'une plateforme de force de dimensions 600x400 mm (Bertec®) et d'un système optoélectronique de capture du mouvement (Motion Analysis, 10 caméras). Avant l'examen postural, des marqueurs réfléchissants étaient posés sur les points anatomiques des deux pieds (calcaneum, 5^{ème} métatarse, malléole interne et hallux), délimitant ainsi le polygone de sustentation du sujet (ou Base Of Support - BOS) qui est une représentation quantifiée de la position spontanée des pieds. L'acquisition se faisait à travers l'interface 'Cortex' (Motion Analysis), puis les données étaient exportées sous format numérique (tableur Excel) pour un post-traitement et analyse sous Matlab® (version 7.11.0 R2010b).



Figure 52 - Vue de face d'un patient (M3) sur la plateforme de force

L'examen était répété sous 5 conditions différentes:

1. Yeux Ouverts (YO): le patient se tenait debout les bras le long du corps en fixant un point face à lui (caméra située 4m plus loin et élevée de 3m par rapport au sol) –condition de référence ou le sujet a possession de tous ses moyens.
2. Yeux Fermés (YF): le patient se tenait debout les bras le long du corps tout en gardant les yeux fermés - élimination des afférences visuelles.
3. Double-Tâche (Dual-Task): le patient se tenait debout les bras le long du corps en fixant la caméra face à lui et devait compter à haute voix les nombres impairs – perturbation du contrôle moteur actif par l'introduction d'une double tâche exécutive.
4. Mousse Yeux Ouverts (ProprioYO): le patient se tenait debout sur un coussin de mousse déformable (Figure 53) d'épaisseur 10cm, tout en fixant la caméra face à lui – perturbation des informations proprioceptives afférentes des capteurs podaux.
5. Mousse Yeux Fermés (ProprioYF): même condition qu'avant mais avec les yeux fermés - perturbation des informations proprioceptives podales et élimination des afférences visuelles.

Pour certains sujets, des marqueurs ont été posés sur l'ensemble du corps et une analyse quantifiée de la marche avec déambulateur a été réalisée, mais les résultats n'ont pas été intégrés au manuscrit.



Figure 53 - Coussin de mousse

La durée de chaque acquisition était de 51 secondes, avec des périodes de repos (2 minutes) entre chaque condition et présence d'un examinateur à proximité (afin de rassurer le patient et empêcher une éventuelle chute). L'enregistrement de l'activité électrique musculaire et calcul des EMG intégrés (*iEMG*) sur cette période a été effectuée, comme décrit dans le chapitre précédent, par un calcul de l'aire sous l'enveloppe du signal redressé. Lors de l'examen, le sujet adoptait sa position de pied confortable (pas de standardisation), avec pour seule instruction de fixer la caméra se trouvant en face de lui. La durée totale de l'expérimentation (entre préparation, étude la raideur et de la posture) était entre 45min et 1h15 en fonction de l'état du patient.

Extractions des paramètres stabilométriques et traitement des données

Le signal stabilométrique ou trajectoire 2D (position instantanée antéropostérieure et médio latérale) du déplacement du centre de pression (COP) mesuré par la plateforme, était échantillonné à 1000Hz. Le signal était ensuite numériquement filtré (filtre à réponse impulsionnelle finie - FIR, ordre 30, fréquence de coupure: 10 Hz) puis ré-échantillonné à 20 Hz, selon les recommandations déjà publiés (Prieto et al. 1996, Collins et De Luca 1995). Le choix de la fréquence de coupure à 10Hz correspond à la bande passante maximale utile connue du signal stabilométrique (Dichgans et al. 1976). Le filtre utilisé a un effet passe-bas sans déphasage et le ré-échantillonnage à 20 Hz (= 2 x 10 Hz), permet de réduire le nombre de points à traiter, sans pour autant causer une perte de l'information utile (théorème d'échantillonnage de Nyquist-Shannon). Au final pour chaque acquisition, en supprimant la 1^{ère} seconde, une matrice de 1000 points (= 50 sec x 20 Hz) à 2 dimensions ([1000 x 2]) était sauvegardée pour le calcul des paramètres. Cette matrice contenait donc les signaux stabilométriques (antéropostérieur AP et médiolatéral ML), à partir desquels le signal de déplacement plan (2D) correspondant à la distance euclidienne instantanée du COP par rapport à l'origine de la plateforme, était également calculé.

Facteurs intrinsèques

Tout d'abord un ensemble de facteurs intrinsèques au sujet, pouvant potentiellement influencer les paramètres stabilométrique (Chiari et al. 2002, Rocchi et al. 2004), étaient mesurés ou calculés (Figure 54):

- Taille du sujet (*mm*)
- Masse (*Kg*)
- Largeur maximale des pieds (MFW en *mm*): distance 1^{er} - 5^{ème} métatarse (MH), le maximum entre pied gauche et droit était retenu
- Angle d'ouverture des pieds (α en $^\circ$): entre les axes longitudinaux des pieds joignant les hallux (HAL) aux malléoles internes (Mal_Int), calculé géométriquement à partir des distances relevées (Figure 54)

$$\alpha = 2 \arctan \left(\frac{BTD - IMD}{2EFL} \right)$$

- Surface du polygone de sustentation ou BOS (*mm*²): surface calculée à partir des positions des marqueurs. Pratiquement, le barycentre des marqueurs/points constituant la BOS était calculé, ensuite l'aire était obtenue en additionnant les surfaces des 6 triangles construits à partir du barycentre (aires hachurées en bleu clair dans la Figure 54- Droite).

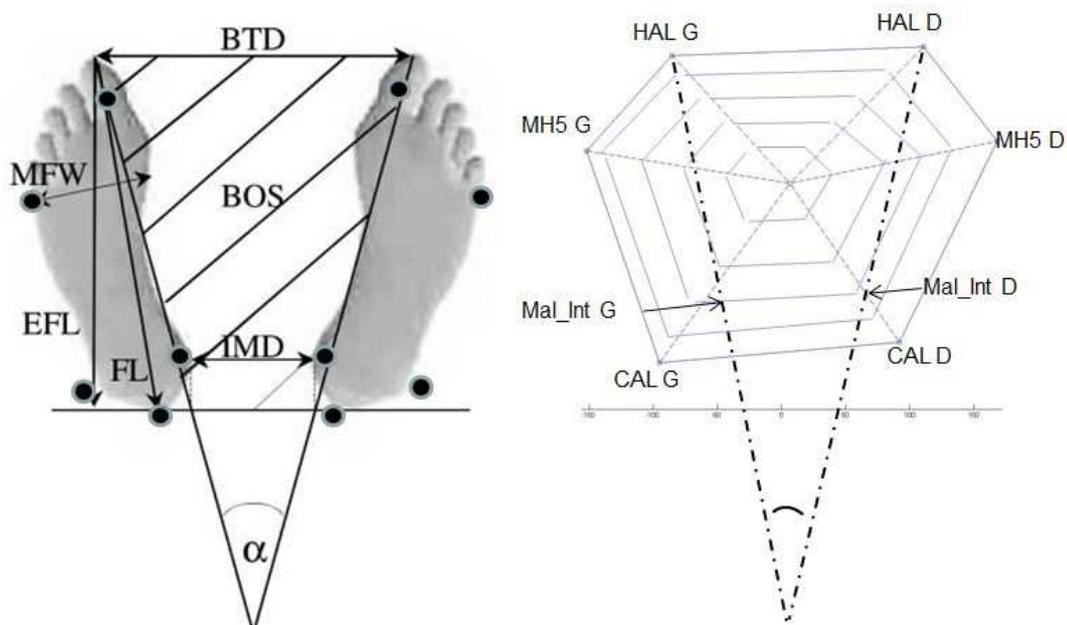


Figure 54 - Modélisation du polygone de sustentation (BOS) avec illustration de la position des marqueurs. Figure gauche adaptée de Chiari et al. 2002

Ces facteurs ont servi par la suite à la normalisation des données.

La liste des paramètres stabilométriques calculés dans cette étude sont listés dans le Tableau 28), les calculs et explications sont détaillés en annexe.

Catégorie	Abréviation du paramètre
Paramètres de positionnement	AP_Moy, ML_Moy, Marge_Pos et MDir
Scores Statistiques Sommaires	MD, RMS, RANGE, SP, MV, RMS_V, MF
Paramètres surfaciques	S et SA
Paramètres fréquentiels	TP, P ₅₀ , P ₉₅ , CF et FD
Paramètres stochastiques	FractalD, Δt_c , Δr_c^2 , D _s , D _l , H _s et H _l

Tableau 28 - Liste des paramètres stabilométriques calculés (détails en annexe)

Sachant que les scores (SSS) ont été calculés selon les directions antéropostérieure (AP), médiolatérale (ML) et globale (plane ou 2D), quant aux paramètres fréquentiels selon les directions AP et 2D uniquement.

Normalisation des paramètres

Une fois les paramètres calculés, étant donné que l'examen se faisait sans position standard des pieds du sujet, une normalisation des données a été réalisée comme suit (sauf pour les paramètres de 'positionnement'): par paramètre stabilométrique, nous cherchions la combinaison de facteurs qui lui sont le plus corrélés et qui l'estimeraient le mieux (nombre minimum de régresseurs et erreur d'estimation – SEE - minimale) lors de la condition de référence (yeux ouverts – YO). Le calcul de la combinaison optimale s'est fait de manière itérative, puis une fois le meilleur modèle de régressions calculé (approche PLS, Krishnan et al. 2011), les valeurs étaient normalisées par une première soustraction entre valeur estimée (par le modèle) et valeur réelle, puis addition du résultat à la moyenne des données (O'Malley 1996). Si le coefficient de détermination (R^2) du modèle de régression était inférieur à 0.2 (Chiari et al. 2000, Rocchi et al. 2004), le paramètre était considéré comme 'indépendant' et les valeurs d'origine étaient retenues pour comparaison et interprétation.

Statistiques et comparaisons

Les comparaisons ont été effectuées de 2 manières : tout d'abord entre les 2 groupes dans chacune des conditions (unpaired *t*-test ou Kruskal-Wallis en fonction de la normalité de distribution des valeurs), puis par groupe en comparant chaque condition à la condition de référence (*Wilcoxon*' signed rank test). Le but étant d'analyser l'effet de la condition et de l'âge sur l'équilibre postural.

Résultats

Tout d'abord les résultats des paramètres de raideur seront exposés, puis les paramètres de positionnement, ensuite les résultats d'analyse des interactions avec les facteurs biomécaniques, suivis des résultats sélectionnés pour les paramètres stabilométrique d'intérêt et enfin les interactions avec la raideur.

Raideurs intrinsèques musculotendineuses

La raideur musculotendineuse était en elle-même significativement plus petite chez les sujets âgés ($P = 0.007$, t - test), alors que les indices de raideurs étaient légèrement et non significativement plus élevés ($P = 0.106$). Une synthèse des résultats avec les valeurs obtenues, sont présentés dans les deux tableaux suivants (Tableau 29 et Tableau 30). Les résultats détaillés (comme présentés dans le chapitre précédent) avec vérification des inerties, sont mis en annexe.

	Sexe	MVC (Nm)	S (Nm/rad)	SI _{MT}
S1	M	69	127,0	2,5
S2	M	77	147,9	3,9
S3	M	67	139,9	2,3
S4	M	125	143,2	1,2
S5	M	87	146,6	2,1
S6	M	73	119,8	2,8
S7	M	116	198,8	1,6
S8	F	33	62,0	2,8
S9	F	62	122,7	2,9
S10	F	30	48,2	2,7
Moyenne		73,9	125,6	2,5
<i>SD</i>		<i>30,6</i>	<i>43,3</i>	<i>0,7</i>

Tableau 29 - Paramètres de raideur chez les sujets contrôles

	Sexe	MVC (Nm)	S (Nm/rad)	SI _{MT}
M1	M	85	161,9	1,3
M2	F	42	92,8	3,2
M3	M	42	79,9	2,5
M4	F	30	50,9	2,9
M5	M	38	71,3	3,3
M6	F	14	32,5	3,9
M7	M	28	41,6	2,9
M8	M	13	20,7	3,1
M9	F	18	61,7	3,7
M10	F	29	65,5	3,8
Moyenne		33,8	67,9	3,1
<i>SD</i>		<i>20,9</i>	<i>39,6</i>	<i>0,8</i>

Tableau 30 - Paramètres de raideur chez les sujets âgés

Corrélations facteurs intrinsèques – paramètres stabilométriques

Tout d'abord, en termes d'anthropométrie, des différences significatives entre les 2 groupes ont été signalées au niveau de la taille et de la largeur max de pied (MFW), comme le montre le tableau suivant (Tableau 31):

<u>Facteurs intrinsèques</u>	Contrôles	Agés
Taille (<i>cm</i>)	178.7 (5.8)	166.7 (7.4)**
Masse (<i>Kg</i>)	73 (13.3)	63 (16.1)
MFW (<i>mm</i>)	85.9 (15.3)	128.9 (37.7)**
BOS (<i>mm</i> ²)*	53338 (7276)	54905 (9810)
α ($^{\circ}$)*	29.3 (6.0)	30.8 (5.0)

Tableau 31 – Moyenne (SD) des facteurs intrinsèques. *valeurs moyennes sur les 5 conditions. ** $P < 0.01$

La surface du polygone de sustentation (BOS) était toujours légèrement plus élevée chez les sujets âgés, à part pour la condition de référence mais les différences n'étaient pas significatives et la variabilité de la surface entre les conditions était également faible chez les 2 groupes. L'angle d'ouverture des pieds était d'environ 30°, ce qui respecte les normes recommandées par l'AFP (Association Française de Posturologie) et celles de l'ISPGR (International Society of Postural and Gait Research).

La liste des corrélations identifiées lors de la condition de référence est détaillée en annexe. Globalement, la taille et angle d'ouverture des pieds (α) étaient les plus corrélés aux paramètres stabilométriques et seuls les paramètres suivants étaient 'indépendants' ($R^2 < 0.2$ pour la régression linéaire multi varié):

- Longueur de la trajectoire (SP)
- Vitesse moyenne de déplacement 2D (MV)
- RMS de la vitesse de déplacement AP et 2D (RMS_V)
- Fréquence moyenne d'oscillation dans la direction ML (MF)
- Puissance totale du spectre du déplacement AP (TP)
- Fréquences à 50 et 95 % de puissance du spectre, selon les directions AP et 2D respectivement (P_{50} et P_{95})
- Coefficients de diffusions 'effectif' et de 'Hurst' court-termes (D_s et H_s)

Paramètres de 'positionnement'

L'ensemble des paramètres de positionnement par groupe et par conditions sont résumés dans les graphes suivant (Figure 55). Globalement, aucune différence significative n'a été observée entre les 2 groupes ($P > 0.05$) dans toutes les conditions. Par rapport au centre du polygone de sustentation, tous les sujets se tenaient principalement sur leur membre gauche (jambe d'appui), avec des distances moyennes médiolatérales (ML_Moy) plus élevées chez les sujets âgés (mais non significativement). Les directions principales d'oscillations des sujets âgés (par rapport à la direction antéropostérieure principale) montrent l'importance des oscillations dans la direction médiolatérale (ML) en condition normal uniquement. D'autre part les distances

postérieures étaient plus petites chez les sujets âgés, indiquant que leur COP était plus proche des talons lors des conditions sur sol plat et se rapprochait antérieurement avec la difficulté de la tâche chez les 2 groupes.

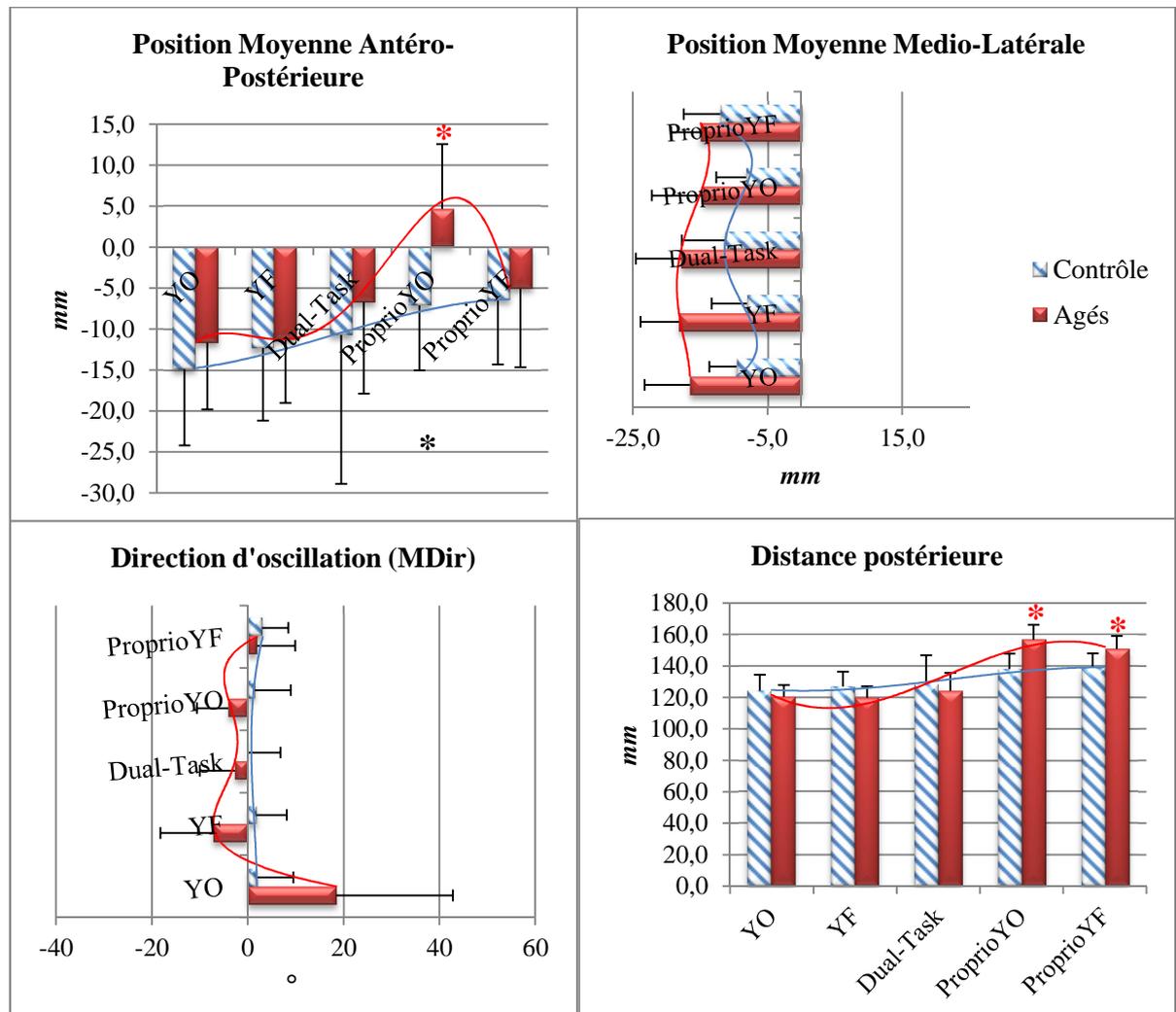


Figure 55 - Comparaisons et évolution des paramètres de positionnement - Moyennes (SD). * $P < 0.05$ comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir)

La liste des résultats détaillés pour chaque paramètre par groupe et par condition, sont présentés en annexe. Par la suite, seuls les résultats où des différences significatives entre les 2 groupes ont été observées seront reportés.

Paramètres statistiques spatio-temporels

Ces paramètres descripteurs, étaient globalement plus élevés chez les sujets âgés et leurs valeurs augmentaient chez les 2 groupes avec la difficulté de la condition (voir annexe).

Au niveau des distances, les seules différences significatives entre les populations survenaient en condition yeux fermés (YF) et le plus souvent selon la direction médiolatérale. Sinon, comme illustré sur la figure (Figure 56) les paramètres diminuaient (non significativement) chez les 2 groupes pour les conditions YF et lors de la double-tâche ('Dual-Task') puis augmentaient considérablement lors des conditions sur surface de mousse.

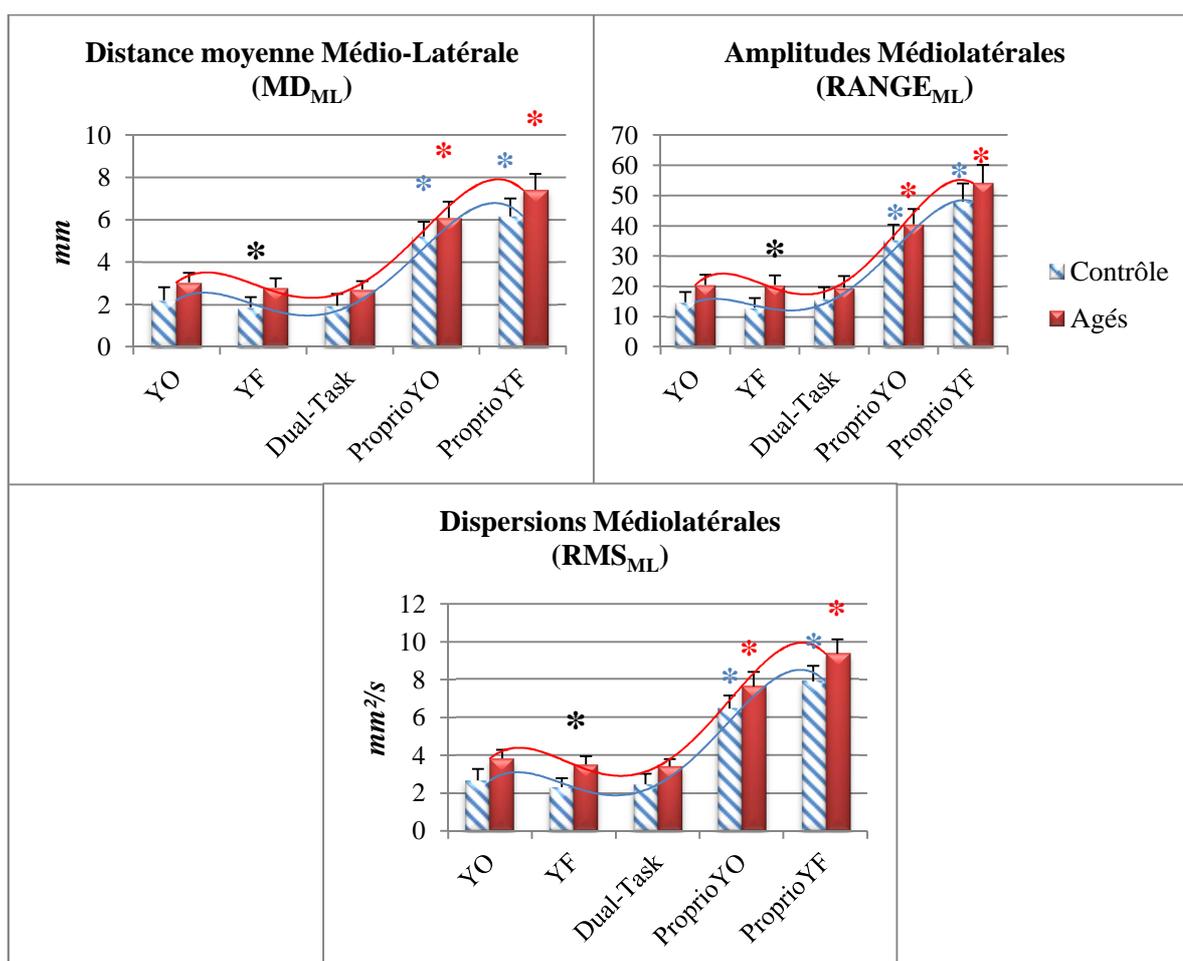


Figure 56 - Comparaisons et évolution des paramètres de distances médiolatérales - Moyennes (SD). * $P < 0.05$ comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir)

Les vitesses moyennes de déplacement plan étaient significativement plus élevées et dispersées chez les sujets âgés dans toutes les conditions (Figure 57). Cependant, la normalisation des vitesses unidirectionnelles a rendu les différences non significatives pour les conditions de double-tâche et sur surface de mousse.

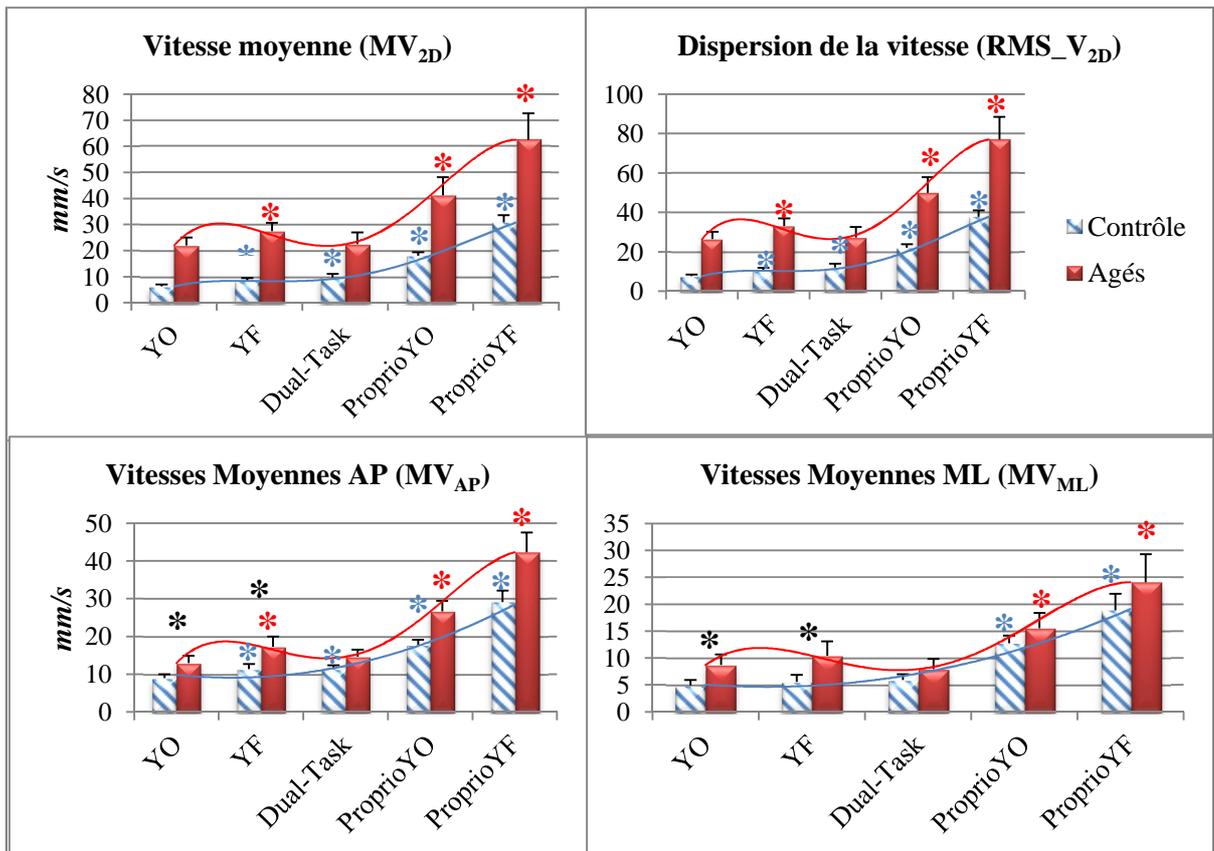


Figure 57 - Comparaisons et évolution des paramètres de vitesses qui étaient significativement différents entre les 2 groupes dans le plan (2D) - Moyennes (SD). * $P < 0.05$ comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir)

Paramètres surfaciques

Les surfaces des ellipses de confiance et du statokinésigramme étaient toujours plus élevées chez les sujets âgés, mais les différences entre les populations n'étaient pas significatives dans toutes les conditions. Les valeurs étaient significativement plus élevées uniquement lors des tests sur surface de mousse.

Paramètres fréquentiels

Les puissances spectrales (dans la direction AP surtout) et les fréquences à 50 et 95% du spectre (selon les directions plane et AP respectivement), étaient significativement plus élevées chez les sujets âgés dans toutes les conditions. Avec le changement des conditions les fréquences variaient peu ; indiquant que le spectre est peu affecté par les afférences sensorielles (Figure 58).

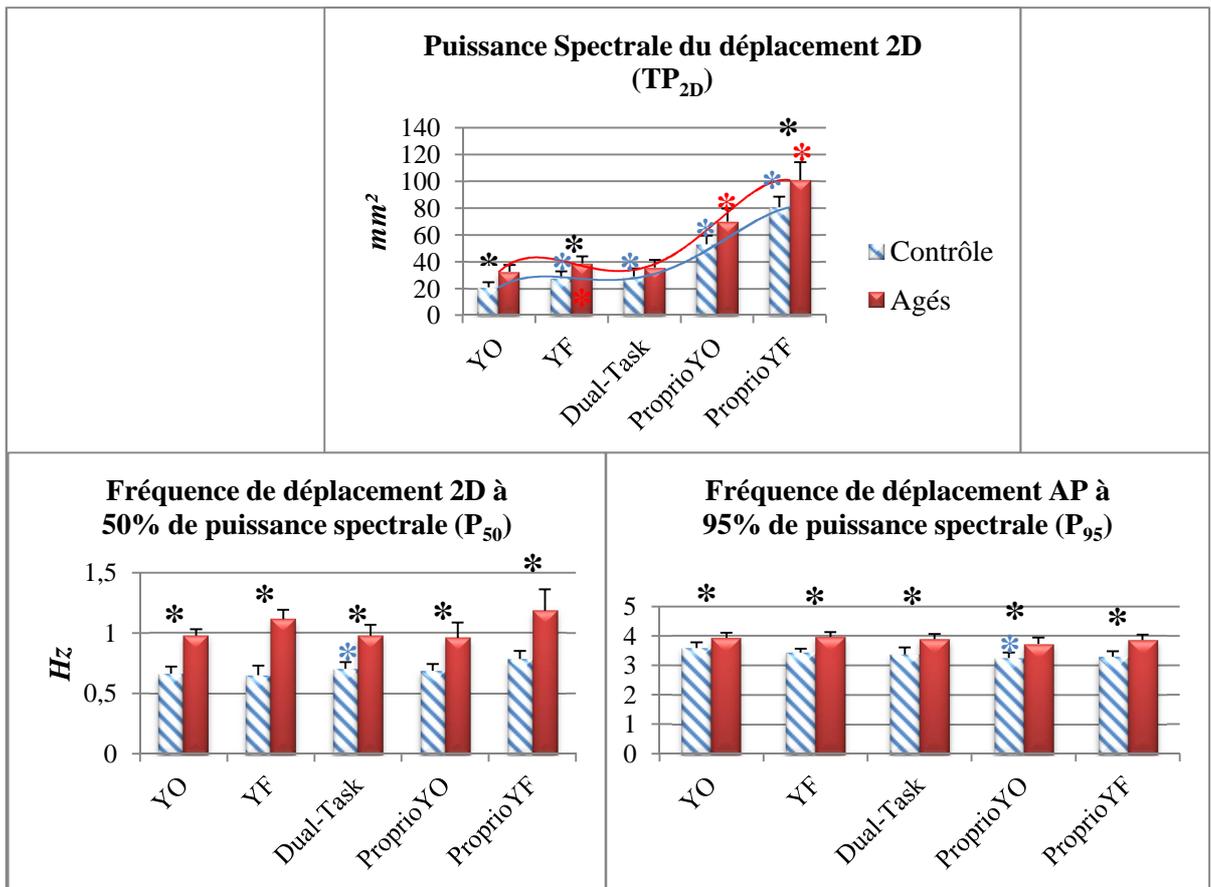


Figure 58 - Comparaisons et évolution des paramètres fréquentiels - Moyennes (SD).

* $P < 0.05$ comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir)

Paramètres stochastiques

Les dimensions fractales étaient similaires entre les 2 groupes quel que soit la condition, mais légèrement plus élevée chez les sujets contrôles en condition de référence (yeux ouverts), indiquant que le déplacement du COP est plus aléatoire chez ces derniers en condition normal.

Un exemple typique de 2 signaux de diffusion (sujet de contrôle vs. âgés) est montré dans la figure suivante (Figure 59) :

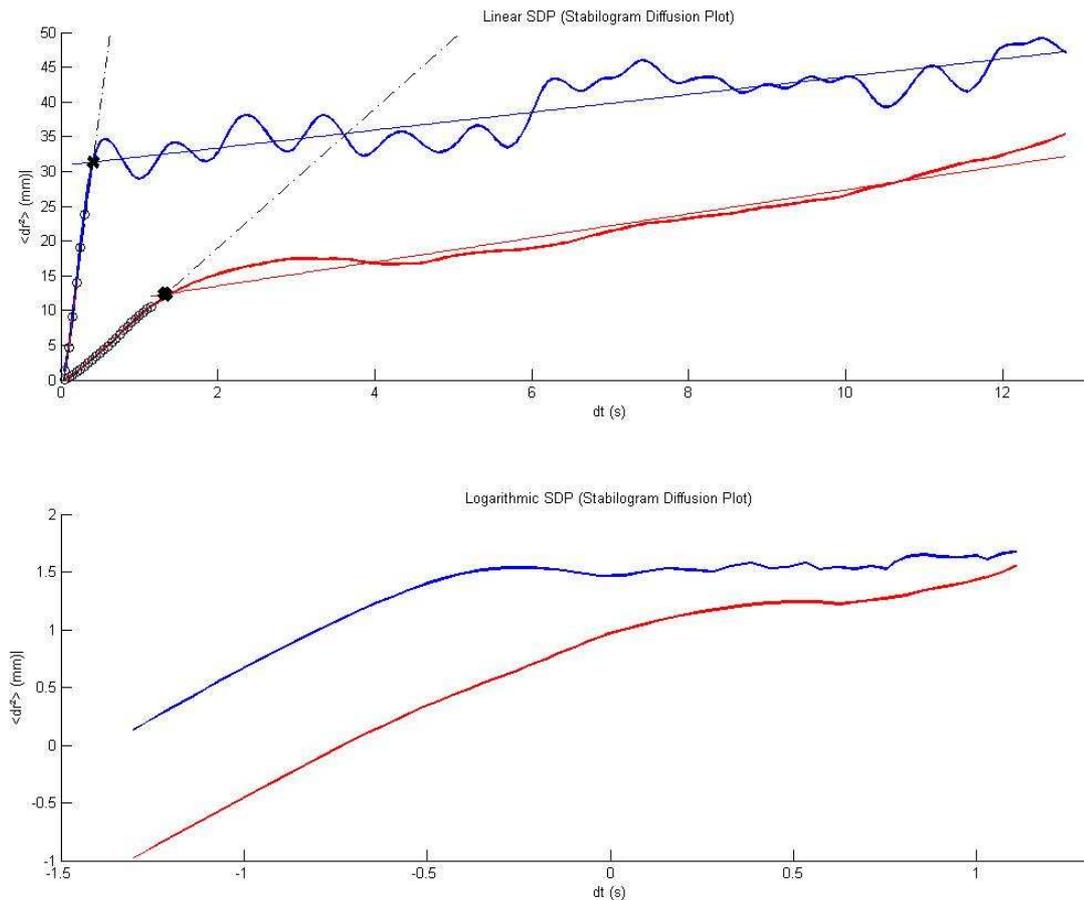


Figure 59 - Exemples de signaux de diffusion (Haut – échelle linéaire, Bas – échelle logarithmique) pour deux sujets femmes (contrôle (S9) en rouge et âgé (M10) en bleu) en condition YF avec affichage du ‘point critique’ (en noir) et des droites de régressions des régions court et long termes

Comme illustré sur les graphes, les durées des intervalles ‘court-terme’ où le contrôle postural est en boucle ouverte, étaient plus courtes chez les sujets âgés et le signal présentait beaucoup de fluctuations dans la région ‘long-terme’. Ces fluctuations étaient traduites par un coefficient de ‘Hurst’ long-terme plus petit, indicateur d’un comportement anti-persistant plus important du COP chez les sujet âgés. Sur les intervalles court-termes, les coefficients de diffusion ‘effectif’ étaient significativement plus grands chez les sujets âgés et augmentaient avec les difficultés des conditions (Figure 60), par contre les coefficients de ‘Hurst’ (court et long termes) étaient toujours plus élevés chez les sujets contrôles.

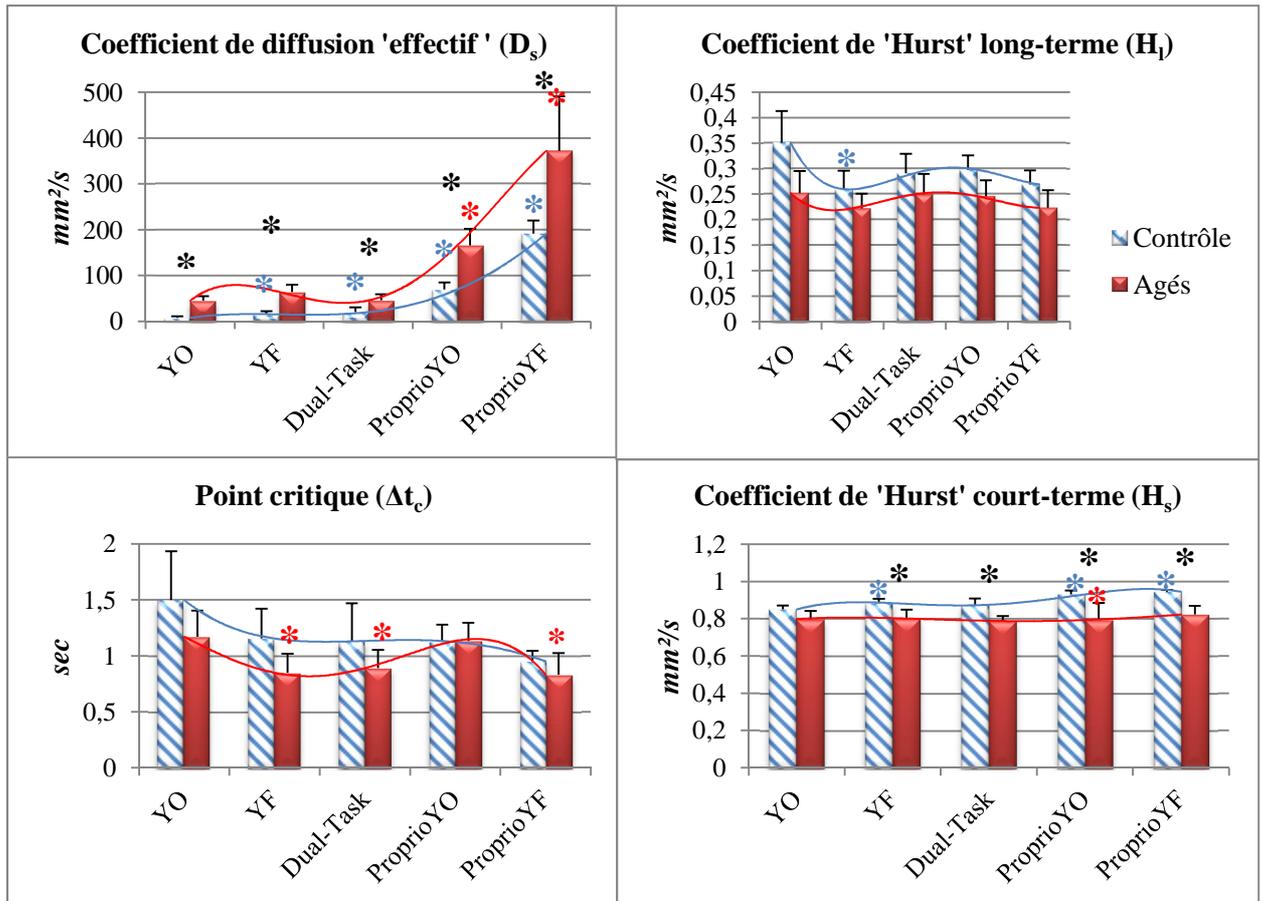


Figure 60 – Comparaisons et évolution des paramètres stochastiques - Moyennes (SD).

* $P < 0.05$ comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir)

Activité musculaire

Chez les sujets âgés, la quantité d'activité musculaire était considérablement plus importante que chez les sujets contrôles ($P < 0.01$, Contrôles vs. Agés dans toutes les conditions). Pour le tibial antérieur (TA - Figure 61), l'activité était très faible chez les sujets contrôles, et variait légèrement (mais non significativement) avec les conditions d'examen chez les 2 populations ($P > 0.1$ vs. YO).

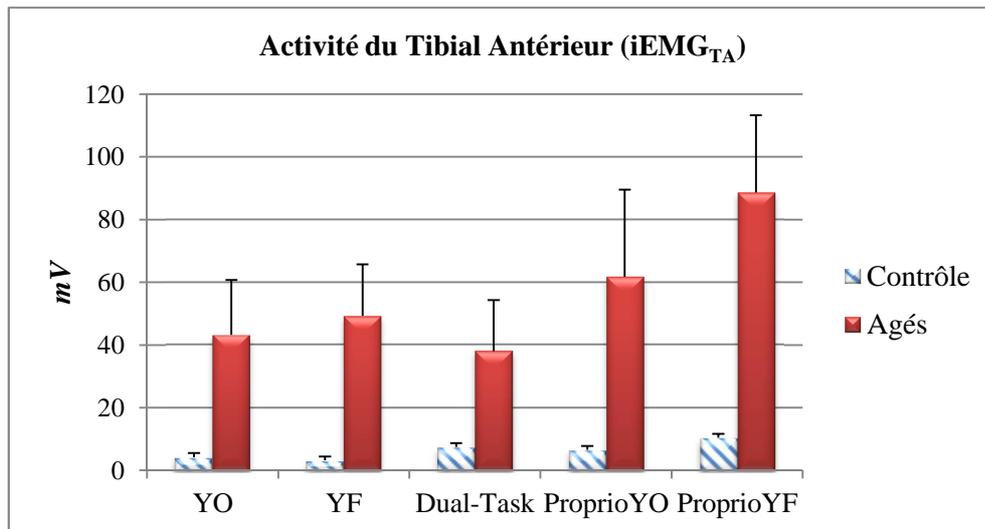


Figure 61 - Evolution de l'iEMG du muscle tibial antérieur (TA) - Moyennes (SD)

Pour l'ensemble des muscles du triceps sural (TS - Figure 62) ; mis à part la condition en double-tâche ou les activités étaient comparables entre les sujets contrôles et âgés; les tendances étaient similaires, avec une activité qui augmentait significativement avec les tâches chez les sujets contrôles.

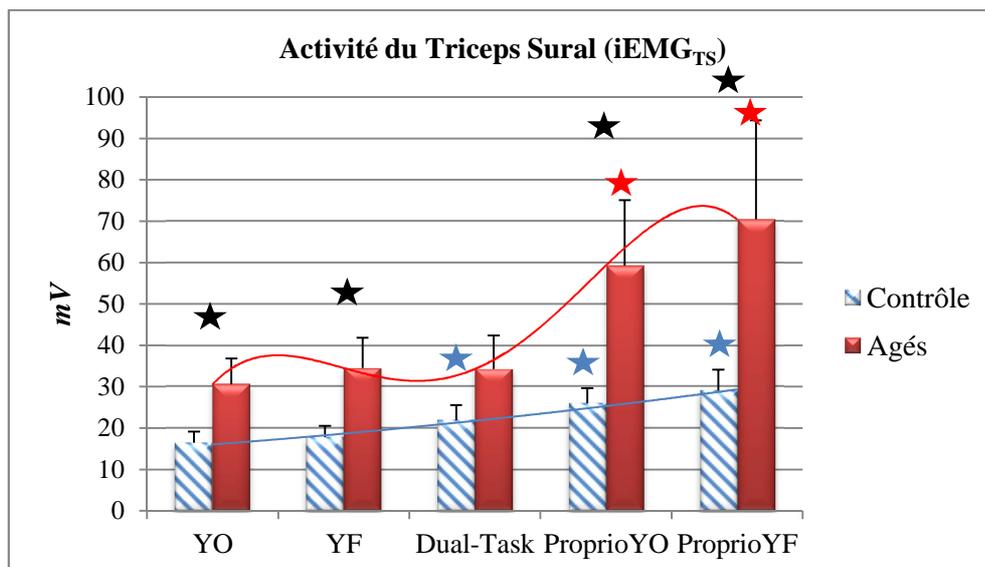


Figure 62 – Evolution de l'iEMG du groupe musculaire triceps sural (TS) - Moyennes (SD). Les étoiles indiquent des différences significatives avec la condition de référence (couleur) et entre les populations (noir)

Corrélations raideurs – paramètres stabilométriques

Les résultats détaillés des corrélations est présent en annexe. Globalement, l'indice de raideur était le plus souvent corrélé aux paramètres de vitesses et de fréquence d'une part (corrélation positive) et avec la dispersion des fréquences et l'intervalle critique de l'autre (Figure 63). Les corrélations ont été établies uniquement lors des conditions YF et sur coussin de mousse.

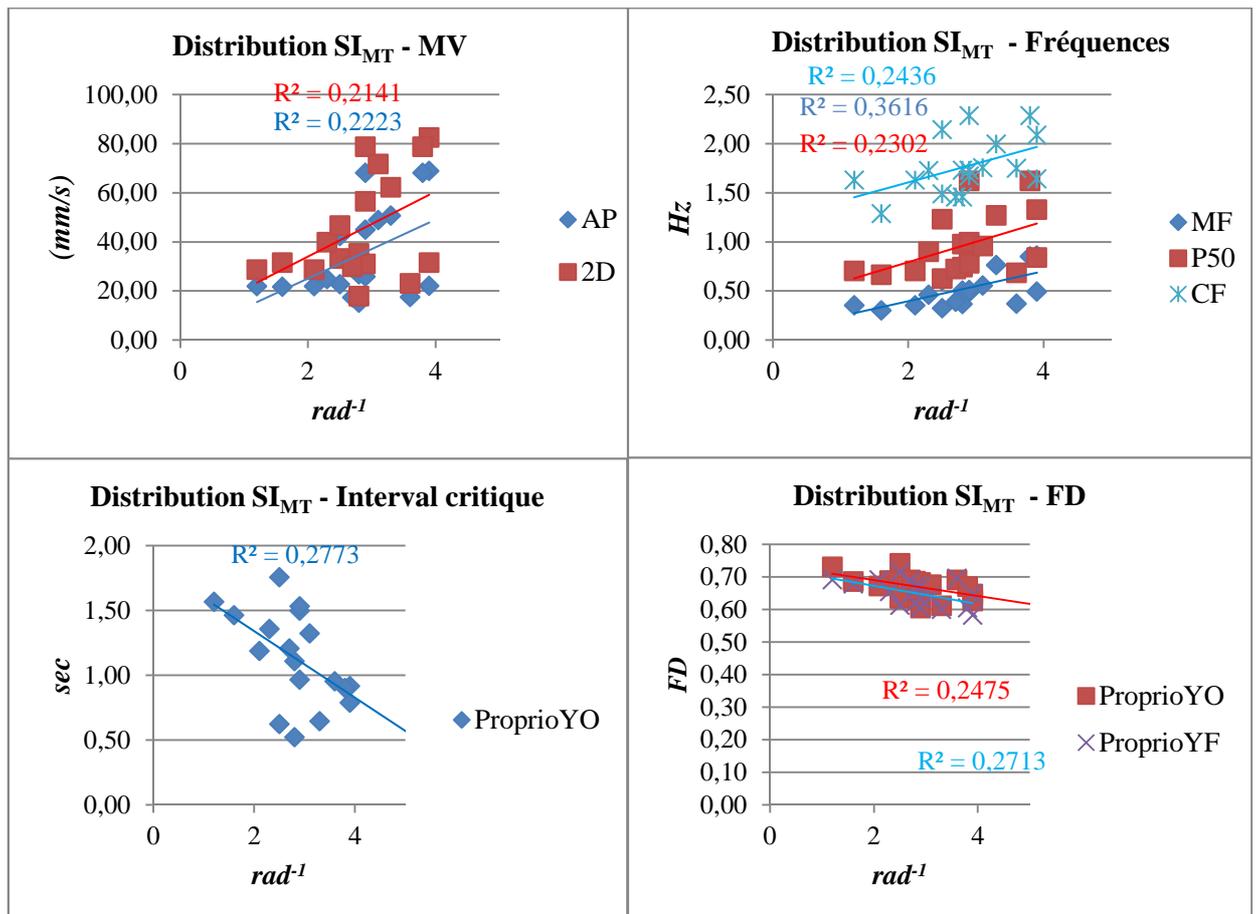


Figure 63 - Corrélations entre l'indice de raideur et paramètres stabilométriques (en 2D). Les graphes supérieurs correspondent à la condition sur coussin de mousse (yeux fermés).

La raideur musculotendineuse était corrélée avec les paramètres suivants et pour les même conditions d'examen (YF et/ou surface de mousse): l'amplitude 2D (RANGE), la longueur du parcours (SP), les vitesses de déplacements (MV), la surface du statokinésigramme (SA), certains paramètres fréquentiels et le coefficient de diffusion linéaire court-terme (D_s). Les tendances suivaient une loi de puissance décroissante pour les conditions sur surface de mousse. Cependant, aucune corrélation n'a été identifiée lors de la double-tâche pour les deux paramètres.

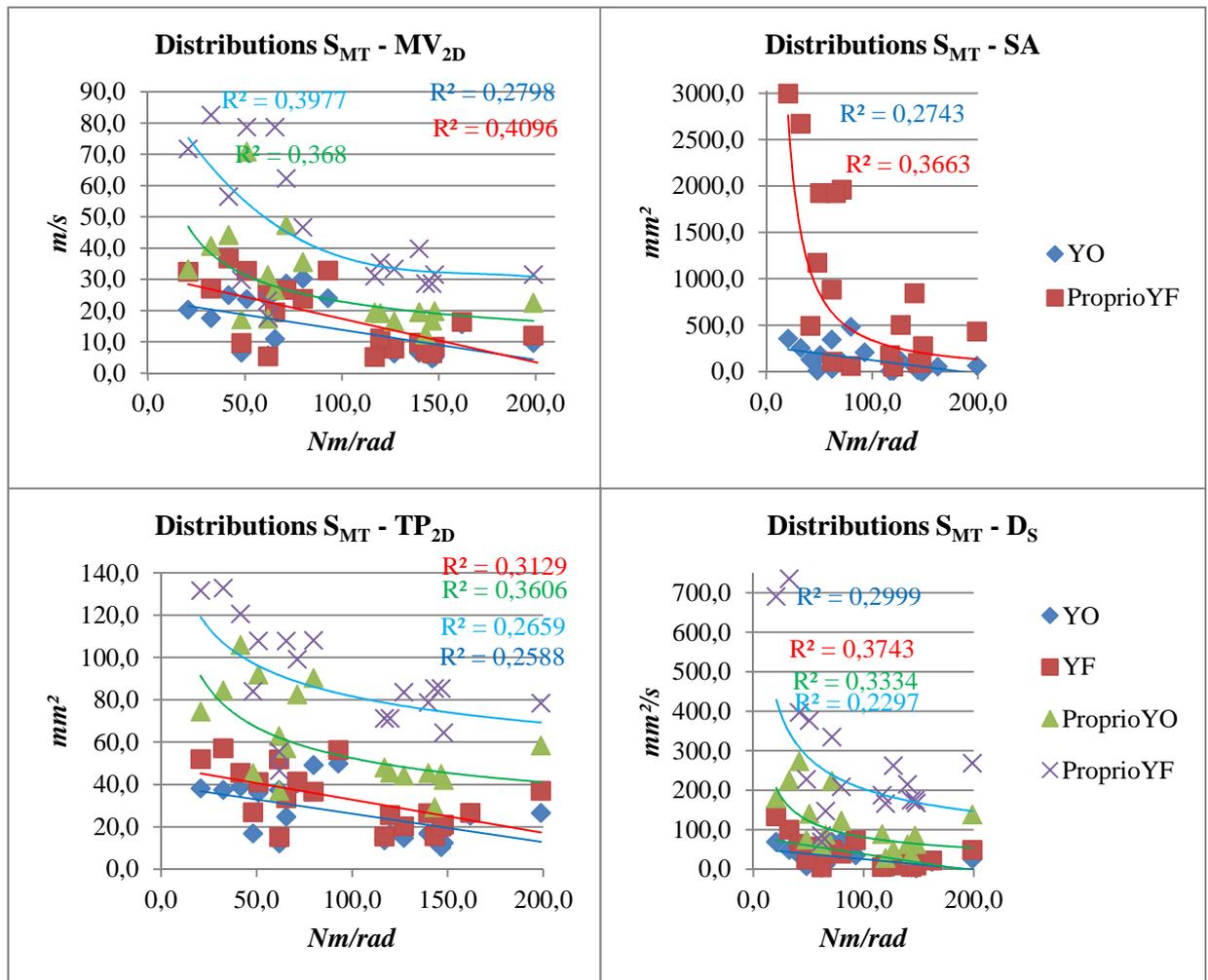


Figure 64 - Corrélations entre raideur et paramètres stabilométriques (en 2D)

Discussions

Dans ce chapitre nous avons caractérisé la raideur musculotendineuse de la cheville par une approche de détente rapide, ainsi que l'équilibre chez une population âgée en reprise d'autonomie par une approche stabilométrique densifiée.

La limite principale de cette étude provient du fait que d'une part il s'agit une population gériatrique poly-pathologique, ce qui rendait les temps d'examen assez long et a abouti à un échantillon limité (entre critères d'inclusions et durée de la campagne de mesure). D'un point de vue méthodologique, comme la plupart des sujets avaient subi une opération à la hanche, le type de chirurgie et la différence de longueur des membres, pourraient affecter la trajectoire résultante du COP (Jarnlo et al. 1991, Anker et al. 2008, Nantel et al. 2008, Rougier et al. 2008).

Raideurs intrinsèques musculotendineuses

Les paramètres de raideurs étaient comparables à ceux reportés sur des populations âgés asymptomatiques (Tableau 32), un peu plus jeunes que notre population d'étude.

<u>Source</u>	<u>N</u>	<u>Age</u>	<u>SI_{MT}</u>	<u>S (Nm/rad)</u>	<u>MVC (Nm)</u>
Ochala et al. 2004	11	61-74	3.1 (0.4)	[60 – 180]	52 (8)
Ochala et al. 2004	28 (13F)	77	4.3 (0.4)	[80 – 200]	39 (4)
<i>Onambele et al. 2006</i>	36 (19F)	68 (1)	X	33 (4)	69 (3)
<i>Cencarini et al. 2010</i>	7 (4F)	75(5)	X	99 (166)	X
Etude	10 (5F)	83 (5)	3.1 (0.8)	[20 – 162]	34 (2)

Tableau 32- Synthèse des valeurs des raideurs reportées chez les sujets âgés

Cependant les ordres de grandeurs sont différents avec les approches ayant utilisé des techniques d'imageries ultrasoniques (i.e. Onambele et al. 2006) ou de pendule inversé (i.e. Cencarini et al. 2010).

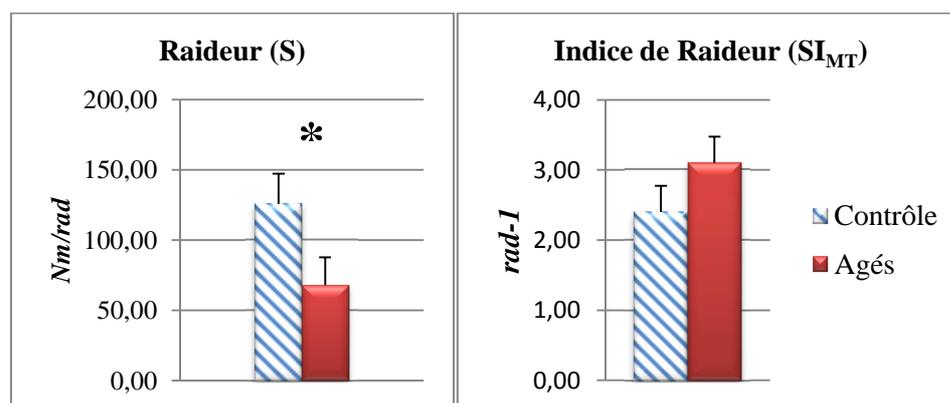


Figure 65 - Moyennes (SD) des paramètres de raideur (Contrôles vs. Agés)

Les résultats obtenus sur les paramètres de raideur (Figure 65) peuvent être surprenant aux yeux d'un clinicien, cependant d'un point de vue biomécanique, la raideur musculotendineuse peut être interprétée par la capacité du complexe musculotendineux à transmettre efficacement la force développée par le muscle, au segment osseux auquel il est relié. Avec l'âge et l'alitement, les propriétés élastiques du muscles s'altèrent (principalement due à la perte des fibres de collagènes (Widrick et al. 1999; Riley et al. 2000; Portero & Cornu 2004)), rendant les matériaux plus souples, et donc la force est transmise de manière moins efficace. Par conséquent, le sujet doit solliciter ses muscles d'une manière plus importante (ce qui explique également l'augmentation de l'activité EMG), afin de fournir le couple nécessaire stabilisateur. Cette interprétation rejoint l'idée des 'mouvements paradoxaux' introduite par Loram et al. (2004, 2005, 2007). D'autre part, la raideur est modulable selon un indice de linéarité (ou indice de raideur) qui reflète la capacité du sujet à enraidir sa cheville (par le biais du complexe musculotendineux) en fonction de la force développée par les muscles fléchisseurs plantaires.

Le fait que l'indice soit plus élevé chez les personnes âgées semble logique (même si statistiquement non significatif) dans la mesure où: si la raideur articulaire globale à la cheville, à laquelle la raideur musculotendineuse contribue, doit être supérieure à un certain seuil (Winter et al. 1998, 2001; Morasso & Schieppati 1999, Morasso & Sanguinetti 2002), les sujets âgés ayant une raideur musculotendineuse faible à la base, doivent compenser cette faiblesse par une meilleure capacité d'enraidissement (indice de raideur plus fort). Cependant, comme l'indice n'est pas assez élevé (différences non significatives avec les sujets de contrôles et inférieures aux valeurs reportées par Ochala et al. 2004b), faute à une altération de leur recrutement d'unité motrice (Lambertz et al. 2001, 2003a), cela explique aussi pourquoi leurs oscillations posturales sont légèrement plus grandes. D'autre part, les sujets de contrôles ayant à la base une raideur musculotendineuse suffisante, n'ont donc pas besoin de l'augmenter significativement pour se stabiliser, ce qui explique pourquoi leur indice de raideur est plus bas et l'activité EMG moins importante.

Effets des facteurs intrinsèques et paramètres stabilométriques 'traditionnels'

Les corrélations identifiées avec les facteurs intrinsèques sont conformes à celles identifiées par les études de Chiari (2002) et Rocchi (2004), à l'exception de l'angle d'ouverture des pieds. La variabilité de cet angle dans notre étude ($\sim 6^\circ$ pour les 2 populations) pourrait expliquer cela. Un exemple typique de normalisation est présenté dans la figure ci-contre (Figure 66) pour l'amplitude des oscillations médiolatérales ($RANGE_{ML}$) qui était corrélée à la taille du sujet.

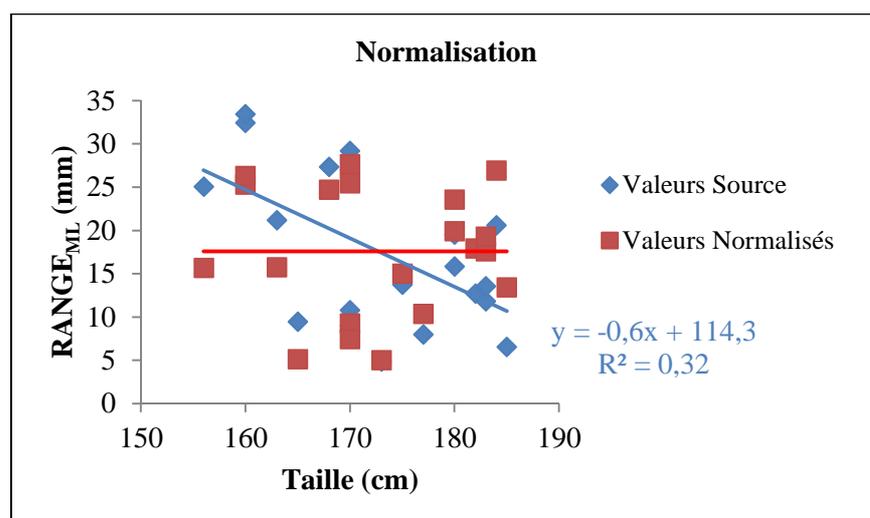


Figure 66 - Exemple de normalisation pour le paramètre d'amplitude médiolatérale (ML), normalisé par rapport à la taille. En bleu la distribution des valeurs brutes avec la droite du modèle de régression et en rouge la distribution après normalisation

Ainsi, comme montré sur l'exemple, les valeurs sont redistribuées autour de la moyenne, en écartant la variance causée par le(s) facteur(s) intrinsèque(s). Dans cet exemple spécifique nous sommes dans le cas d'une dépendance à un seul facteur et donc la régression PLS fonctionne comme une simple régression linéaire uni variée. La répercussion de cette normalisation est montrée dans l'exemple suivant (Figure 67).

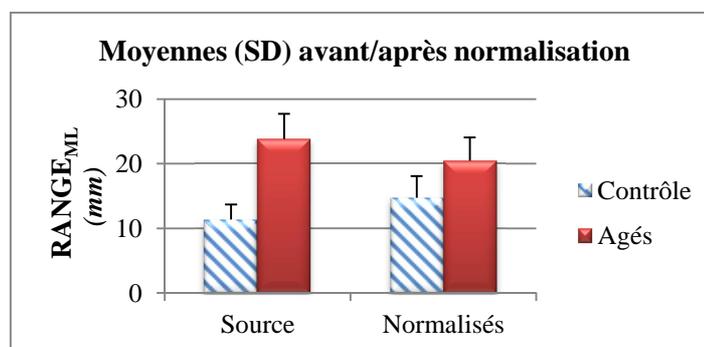


Figure 67 - Effets de la normalisation sur les moyennes

Les paramètres recommandés par Rocchi (2004) ($MDir$, RMS_{ML} , MV_{AP} , MV_{ML} , $P95_{AP}$, $P95_{2D}$ et FD) qui demeurent les plus utilisés en routine clinique étaient généralement 'indépendants' et ont permis de dissocier les 2 populations, même en cas de normalisation. Seuls la direction d'oscillation ($MDir$) et le RMS_{ML} n'ont pu différencier les groupes. Cependant, $MDir$ était toujours plus éloignée de 0 chez les sujets âgés; indiquant qu'ils oscillaient de manière importante selon la direction médiolatérale ; mais les différences étaient non significatives à cause de la grande variabilité interindividuelle. Le paramètre statistique (RMS_{ML}) était significativement plus élevé chez les sujets âgés, uniquement lors de la condition YF. Sinon les autres paramètres proposés étaient significativement différents au minimum lors de la condition de référence. Ce qui permet de valider notre démarche de normalisation et la qualité des résultats. D'autre part, la limite des paramètres traditionnels de distance (MD et $RANGE$) est bien apparente, étant donné qu'ils permettaient rarement de différencier les groupes (sauf en condition YF et selon la direction ML seulement). Par ailleurs, ces paramètres avaient tendance à diminuer (chez les 2 groupes) dans la direction ML en condition YF, indiquant que tous les sujets oscillaient moins sans la vision. Dans une étude précédente, Gagey (1991b) avait nommé cette catégorie de sujets comme 'postural blinds', oscillant moins sans vision. Une synthèse des principaux résultats stabilométriques reportés sur sujets âgés (asymptomatiques et pathologiques) est présentée ci-contre (Tableau 33). A noter que les valeurs obtenues sur les sujets de contrôle étaient comparables à ceux reportés sur sujet sains jeunes/adultes.

Source	N	Age	Population	Position standard?	T (s)	F _{ech} (Hz)	MD (mm)	RMS (mm)	RANGE _{AP} (mm)	RANGE _{ML} (mm)	SP (mm)	MV (mm/s)	S (mm ²)	Δt _c (s)	D _s (mm ² /s)	H _s
Jarnlo et al. 1991	21 (11F)	61	PTH	Oui	30	n.c.	4.5	x	x	x	550	18		x	x	x
Collins & De Luca 1995	20	76	Contrôle	Oui	30	100	x	6	22	14	415	x	270	1.48	44	0.87
	20	77	Chuteur					8	26	18	425		330	1.47	52	0.93
Prieto et al. 1996	20	68	Contrôle	Oui	30	20	5.4	6.7	x	x	x	8.2	x	x	x	x
Newell et al. 1997	12	67	Contrôle	Non	15	100	x	x	x	x	x	x	x	1.97	x	x
Laughton et al. 2003	33 (27F)	75(7)	Chuteur	Non	30	20	x	x	24	15					15	
	37 (22F)	75(5)	Contrôle						20	14	x	x	x	x	12	x
Hsiao et al. 2003	10 (5F)	69(2)	Contrôle	Non	30	120	x	4.5	23	x	x	x	x	1.30	27	0.74
Doyle et al. 2004	17	69(6)	Contrôle	Non	120	20	x	x	33	26	x	X	x	x	x	x
Melzer et al. 2004	124 (91F)	78	Contrôle	Oui	20	100	x	x	20	10	208	10	165			
	19 (3F)		Chuteur						20	11	220	11	196	x	x	x
Raymakers et al. 2005	38	69	Contrôle	Oui	60	10	x	x	23	18		16	x	1.59	21	
	10	82	Patients						33	31	x	21	x	2.02	59	x
Onambele et al. 2006	36 (19F)	68(1)	Contrôle	Oui	60	100	x	6.3	x	x	x	x	x	x	x	x
Abrahamova & Hlavacka 2008	27 (19F)	68(1)	Contrôle	Oui	50	40	x	9	36	x	x	15	x	x	x	x
Lin et al. 2008	16 (8F)	63(5)	Contrôle	Non	50	100	x	8.7	x	x	x	22	68(69)	x	x	x
Nantel et al. 2008	10 (5F)	51(8)	PTH	Non	120	60	x	6.3	x	x	x	x	x	x	x	x
	10 (6F)	43(8)						5.8								
Rasch et al. 2010	22 (18F)	67(7)	PTH	Oui	30	n.c.	x	x	39	24	x	x	x	x	x	x
<i>Etude</i>	10 (5F)	83(5)	PTH/ Chuteur	Non	50	20	6	6.4	28	20	1100	22	225	1.17	45	0.80

Tableau 33 - Comparaison des paramètres stabilométriques reportés en condition debout (yeux ouverts) sur populations âgées

La comparaison reste certes limitée à cause des différentes modalités d'acquisition (i.e. durée, fréquence d'échantillonnage, position standardisée, instruction donnée au sujet, méthode de calcul du paramètre, profils des populations d'étude), mais les ordres de grandeurs des valeurs restent comparables à ceux de notre étude, validant ainsi le choix de nos méthodes de calculs et de normalisation. Ce tableau montre également qu'il existe peu d'études ayant analysé l'équilibre d'une manière aussi exhaustive sur des populations gériatriques avec troubles de l'équilibre.

Par rapport aux paramètres fréquentiels, peu d'études à notre connaissance en ont reportés sur population âgés, à part l'étude de Prieto et al. (1996), mais les valeurs étaient différentes (i.e. plus élevées pour les fréquences d'intérêt, Tableau 34) due aux différentes populations d'étude.

<i>Paramètre</i>	Prieto et al. 1996	Âgés
MF (Hz)	0.49-0.84	0.48
TP (mm ²)	13.1-43.1	32.5
CF (Hz)	0.57-0.93	1.73
P ₅₀ (Hz)	0.27-0.51	0.88
P ₉₅ (Hz)	1.02-1.88	3.87
FD	0.63-0.71	0.66

Tableau 34 - Comparaison des paramètres fréquentiels à ceux reportés par Prieto et al. 1996 (N = 20, Age moyen 68 ans)

Dispersion des fréquences et dimension fractale

Même si après normalisation les différences statistiques n'étaient pas significatives (due aux variabilités inter individuelles des stratégies de contrôle), nous avons choisi de les commenter par rapport à leur potentiel dans la compréhension des mécanismes. Tout d'abord, si nous reprenons les significations physiologiques de ces 2 paramètres: la dispersion des fréquences (FD) est un indicateur du déterminisme (si proche de la valeur 0) dans le contrôle du déplacement du COP, contrairement à la dimension fractale (FractalD) qui indique la nature aléatoire/stochastique (si proche de 2).

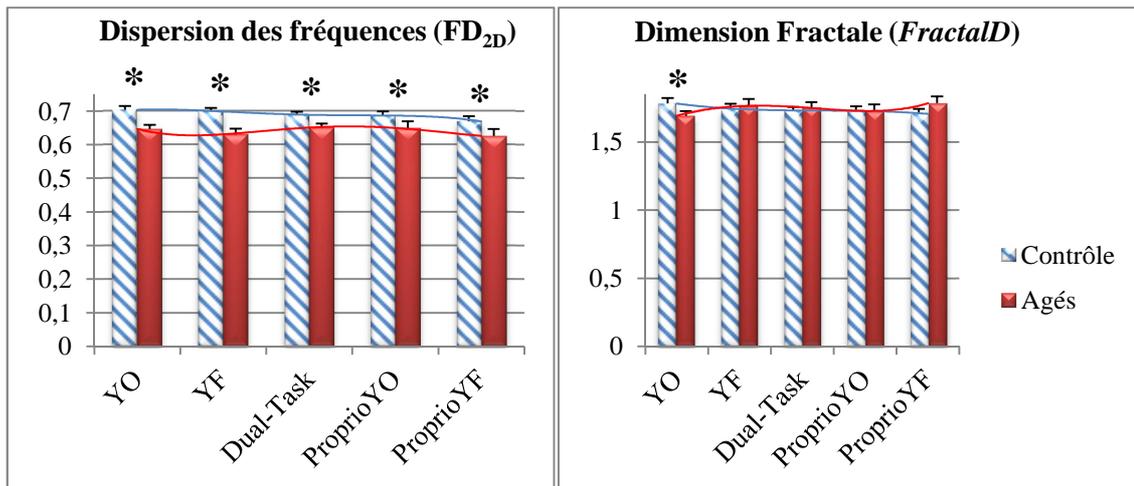


Figure 68 - Evolution des paramètres FD et FractalD avec les conditions d'examen (moyennes SD non normalisées). * $P < 0.05$

Comme le montre les graphes (Figure 68), la dimension fractale était supérieure chez les sujets de contrôles en condition de référence et cette tendance s'inversait lors des autres conditions (notamment sans la vision). Ceci montre qu'en condition normale, le système de contrôle postural chez l'homme (jeune/adulte), laisse de la marge aux perturbations internes car l'homme à ce stade est capable de se stabiliser sans besoin d'un contrôle actif important, illustré également par le déterminisme réduit en condition YO (FD est max chez les sujets de contrôle). Alors que pour le sujet âgé la station debout est déjà une tâche nécessitant un contrôle actif important (FD plus petit que chez les sujets de contrôles), laissant moins de marges aux perturbations internes, traduit par une dimension fractale réduite.

Sans la vision, une légère diminution de ces 2 paramètres est observée chez les sujets de contrôles, notant une augmentation du degré de déterminisme et réduction de l'activité aléatoire, contrairement aux sujets âgés chez qui l'activité aléatoire augmente. En effet, l'augmentation d'activité stochastique (ou perturbations internes) chez les sujets âgés est causée par l'augmentation des fluctuations de la force produite par les muscles fléchisseurs plantaires (Joyce et Rack, 1974) (augmentation de l' $iEMG$ du TS et du coefficient de diffusion court-terme ' D_s ').

Effets de la vision et 'point critique'

La plupart des différences significatives ont été observés dans cette condition.

Plusieurs études (i.e. Ishida & Imai 1980, Maki et al. 1987, Collins et De Luca 1995) ont montré l'effet de l'absence de la vision sur la stratégie d'enraidissement. Entre autre, les sujets compensent le manque d'information visuelles en enraidissant les chevilles, ce qui explique et vérifie les corrélations identifiées avec les paramètres de raideurs lorsque la vision est retirée, stratégie qui induit également une augmentation des vitesses d'oscillations et de l'activité réflexe (i.e. $iEMG$). Cependant, les résultats de Chiari et al. (2000) montrent que le rôle de

l'enraidissement ne serait pas le plus efficace les yeux fermés, et qu'une meilleure manière d'assurer l'équilibre, serait de réduire les temps de transition entre les boucles de contrôle, ce qui a été observé dans notre étude contrairement à toutes les autres (car le 'point critique' arrivait plus tôt chez les sujets âgés).

Pour revenir à l'explication physiologique de ce point, Riley et al. (1997) ont émis l'hypothèse que le comportement court-terme (persistance) est exploratoire pour le contrôle postural et représente la phase d'obtention des informations sur le corps (i.e. proprioception, vision etc.). Alors que le comportement long-terme (anti persistance) est de nature exécutif, pendant lequel les informations obtenues sont traitées pour générer les réflexes posturaux. Pour résumer, la persistance représenterait la collecte de l'information, l'anti persistance son utilisation et afin que le 'rendement' soit efficace, les temps de transition entre ces 2 comportements doivent être courts. Néanmoins, l'intervalle critique plus courts chez les sujets âgés, rejoint aussi l'idée de Delignières (2003) sur les limites physiologiques: par exemple, une conséquence du vieillissement est le rétrécissement de la 'base de support fonctionnelle' (King et al. 1994) et des 'limites de stabilité fonctionnelles' (Jbabdi et al. 2008), ce qui explique aussi la corrélation trouvée entre l'intervalle critique et la surface du polygone de sustentation (BOS). Ainsi les vitesses accrues du déplacement du COP et la faible raideur intrinsèque, vont écourter le 'temps de contact' du COP avec les limites de la BOS (Slobounov et al. 1997). Une autre explication serait que les atteintes périphériques du système somatosensoriel chez les sujets âgés, diminuent la quantité d'informations à traiter (et donc de l'intervalle critique), au dépend d'une augmentation de la phase d'exécution (activité musculaire plus importante).

Finalement, ce résultat suggère que chez les patients âgés, le système de contrôle cherche à minimiser le temps de collecte d'informations afin d'enclencher prématurément les mécanismes de rétroaction (ou 'feedback') en activant les muscles posturaux (i.e. fléchisseurs plantaires).

Effets de la double- tâche

Contre toute attente, peu de différences entre les populations n'ont été observés lors de la condition en double-tâche durant lesquels les scores étaient souvent comparables à la condition de référence chez les sujets âgés (à l'exception de la puissance spectrale et de l'intervalle critique). Cela suggère aussi que le contrôle cognitif chez les patients âgés, gère mal les ajustements posturaux (i.e. la co-contraction excessive).

Ces résultats ont déjà été observés sur sujets sains (Shumway-Cook et al. 1997, Rankin et al. 2000, Yardley et al. 2001, Kang & Lipstiz 2010) et s'expliquent d'une part par l'absence de corrélations avec les paramètres de raideurs lors de cette condition. Pratiquement, chez les patients, la double-tâche aurait pris le dessus sur la stratégie d'enraidissement (diminution de l'activité du muscle tibial antérieur), contrairement au sujet sain chez qui l'activité musculaire

augmente (muscles TA et TS). L'intervalle critique de son côté diminuait significativement, indiquant peut être un traitement plus rapide de l'information.

Cette stratégie de minimisation du temps de collecte des afférences et de l'activité musculaire excessive, a également permis une réduction des oscillations dans le plan médiolatéral, au dépend d'une légère augmentation (non significative) dans le plan antéropostérieur.

Ainsi, la double-tâche aurait un effet 'positif' sur la station debout des sujets âgés, dans la mesure où elle améliorerait le traitement central des informations vestibulaires et diminuerait l'activité musculaire antagoniste développée dans une optique d'anticipation, qui serait plutôt source d'instabilité.

Effets de la surface de mousse

Étant donné que la cheville est fortement perturbée, de fortes corrélations ont été identifiées avec les paramètres de raideurs.

La position plus antérieure du COP était visiblement due à la position en flexion du tronc (ou 'forward leaning'), adoptée par les sujets par peur de chuter vers l'arrière (rétropulsion). Cette posture, aurait une influence sur un bon nombre de paramètres stabilométriques (Tarantola et al. 1997 ; Duarte & Zatsiorsky 2002) qui par conséquent n'étaient pas significativement différents entre les populations (i.e. MD ; RMS, RANGE, MF, CF), à l'inverse des paramètres corrélés à la raideur (i.e. vitesses, surface du parcours, puissance spectrale, fréquences à 50 et 95% du spectre).

Ces résultats indiquent d'une part que l'absence des données proprioceptives des pieds, affecteraient les sujets de contrôles et âgés au même niveau (Colledge et al. 1994 ; Majewski et al. 2005) et donc favorise l'hypothèse que la dégradation de l'équilibre chez les sujets âgés n'est pas nécessairement lié à des atteintes d'ordre périphériques. En effet, les paramètres de vitesses ont toujours été associés aux altérations périphériques (Maki et al. 1990), nous avons cependant noté qu'ils seraient plutôt associés à une raideur intrinsèque faible et un indice de raideur élevé (plus l'indice est élevé, plus la vitesse augmente et l'intervalle critique est court, Figure 63). Physiologiquement parlant, un intervalle critique réduit ne corrobore pas l'hypothèse sur les atteintes périphériques et le retard de transmission des afférences sensorielles.

Conclusions

Dans cette dernière partie des travaux, nous avons mis en évidence le rôle essentiel de cette raideur intrinsèque dans le maintien de la station debout ‘perturbée’ (sans vision et sur surface déformable). En quelques mots, les sujets âgés compensent la faible raideur musculotendineuse à l’articulation par un indice de raideur légèrement plus élevé, leur permettant activement de mieux bloquer (ou enraidir) leur cheville pour se stabiliser. Les paramètres généralement utilisés en stabilométrie et qui ont permis de distinguer entre les 2 populations, étaient généralement corrélés avec les paramètres de raideur, lorsque la vision était retirée et/ou l’appui était compromis (surface de mousse), indiquant encore une fois le rôle de la raideur dans l’équilibre. Une réduction des oscillations posturales a été remarquée lors de l’examen en condition de double-tâche, suggérant une amélioration du traitement central des afférences lorsque le cerveau est sollicité. D’autre part, l’utilisation de l’analyse fractale a fait ses preuves et a permis de mettre clairement en valeur les stratégies adoptées par les patients: entre autre la réduction des temps de transition entre les mécanismes de contrôle (collecte des informations et ajustements posturaux).

L’étude a également permis de sélectionner un ensemble de paramètres pertinents pour l’analyse stabilométrique:

- Dispersion des oscillations médiolatérales RMS_{ML}
- Vitesses moyennes de déplacement $MV_{AP/2D}$
- Puissance spectrale $TP_{AP/2D}$
- Dispersion des fréquences FD_{2D}
- Dimension fractale $FracalD$
- Intervalle critique Δt_c

Conclusion générale et perspectives

Le projet ANR MIRAS avait pour objectif de développer et évaluer un déambulateur robotisé pour l'aide à l'autonomie du sujet âgé. Cette thèse faisait partie intégrante de ce projet dans le cadre de l'évaluation biomécanique en amont de la conception du robot. L'objectif spécifique de cette thèse était d'une part de préciser le profil de la population en perte d'autonomie, et de progresser dans la caractérisation biomécanique de la cheville et de l'équilibre, en améliorant d'une part des méthodes pour le calcul de la raideur musculotendineuse et en utilisant une approche stabilométrique originale. Ces méthodes ont été appliquées à une population gériatrique, hospitalisée pour soins de suite et réhabilitation.

Le travail a débuté par des rappels biomécaniques concernant les notions d'équilibre, ainsi que les généralités connues sur le vieillissement et ses conséquences. Ensuite, une revue de littérature a permis d'une part de montrer le manque d'informations sur le profil de populations âgées en perte d'autonomie ; puis de présenter les différentes modalités d'analyse de la raideur et de l'équilibre, en soulignant leurs avantages et limites. Par la suite, l'intérêt de l'utilisation des méthodes de « Quick-Release » et de la stabilométrie ont été présentés et le manuscrit s'est articulé en quatre parties.

La première partie a permis de mieux cerner notre population d'étude, à travers une analyse rétrospective et multifactorielle des dossiers cliniques de patients (N=206) hospitalisés pour de la réhabilitation gériatrique. En classifiant les 'niveaux d'autonomie', cette étude a permis d'identifier les facteurs/signes potentiellement liés à la perte d'autonomie chez le sujet âgé: principalement la traumatologie de la hanche.

La deuxième partie a évalué plusieurs méthodes (déjà publiées et utilisées en routine clinique) pour l'estimation plus fine des paramètres inertiels du pied, en comparaison à des valeurs de référence mesurées à partir de reconstruction 3D personnalisée de l'enveloppe externe. Une méthode simple de régression multi variée non linéaire à l'aide de 2 mesures (longueur du pied et largeur de cheville) a également été proposée et évaluée, tout en offrant le meilleur compromis simplicité/précision.

Puis la troisième partie a comparé les paramètres de raideur musculotendineuse, obtenues par la méthode classique (où les moments d'inerties sont extraits de signaux d'accélération dérivés et filtrés), à ceux obtenues par une approche 'directe' (ou les signaux d'accélération sont mesurés directement à l'aide d'un accéléromètre) et de 'référence' où le moment d'inertie était supposé constant et égale à sa valeur de référence (obtenue grâce à la modélisation 3D du chapitre précédent). Les résultats ont permis de valider les calculs de la raideur musculotendineuse à la cheville, grâce à la vérification précise des moments d'inerties.

La quatrième et dernière partie de ce travail de thèse a été consacrée à l'analyse de la raideur musculotendineuse de la cheville, puis de l'équilibre chez une population de patients âgés en reprise

d'autonomie. L'approche stabilométrique exhaustive a permis d'isoler les paramètres descripteurs significatifs, qui se sont avérés être fortement corrélés à la raideur musculotendineuse. D'autre part, l'analyse fractale a permis de mieux comprendre les stratégies de contrôle postural, adoptées par ces patients.

L'une des difficultés de ce travail est liée à la diversité des approches, exposant ainsi le contenu des résultats aux limites intrinsèques de chacune des méthodes/outils utilisés. Cependant, nous avons pris le soin d'adresser chaque approche de manière approfondie, tout en recadrant le contexte auquel va servir l'étude, au début de chaque chapitre. La principale limite reste les modestes quantités des échantillons dans chaque étude et une analyse sur un nombre plus important de sujets permettrait sûrement d'affiner l'ensemble des résultats obtenus. Toutefois, chaque axe de recherche propose suffisamment de résultats originaux qui concourent à une meilleure compréhension des facteurs et mécanismes entrant en jeu dans la perte de l'autonomie et l'équilibre. En particulier, la raideur musculotendineuse plus faible chez les patients âgés, compensée par un indice de raideur légèrement plus élevée, leur permettant de garder leur équilibre au même niveau que les sujets jeunes asymptomatiques en conditions normales. L'intervalle critique plus court chez les patients, suggère (contrairement aux résultats déjà reportés sur sujets âgés) que leur système de contrôle postural réduit les temps de transition entre la collecte des afférences sensorielles (visuelles, proprioceptives et vestibulaire) et l'exécution des ajustements posturaux.

L'apport scientifique de ce travail concerne d'un point de vue méthodologique toutes les applications qui s'intéressent à l'analyse cinétique de la cheville et du pied, dans la mesure où les équations que nous avons proposées (chapitre 2) peuvent être utilisées en routine clinique (i.e. analyse du mouvement, iso-cinétisme...) et la méthode de vérification des paramètres de raideur (chapitre 3) est réalisable sur n'importe quel type d'ergomètre. Pour l'analyse stabilométrique, dans la mesure où l'on peut tirer des paramètres pertinents à partir de la simple analyse du déplacement du centre des pressions, facilement enregistrable sur des plateformes de jeu du commerce comme la plateforme Wii (Wii Balance Board®), des protocoles 'allégés' (sans vision et sur surface déformable uniquement) peuvent utilement être mis en place dans les services de réhabilitation gériatrique afin d'effectuer des analyses à plus grande échelle, destinée à guider et/ou évaluer l'efficacité des programmes de rééducation. D'autre part, comme les résultats, confirment que la raideur musculotendineuse de la cheville joue un rôle important chez le sujet âgé, les programmes de kinésithérapie devraient accorder plus d'attention au renforcement des muscles de cette articulation et de leur contrôle moteur.

Liste des tables

Tableau 1 - Données reportées sur le % de patients nécessitant de l'aide pour tenir debout et marcher après M mois suivant une fracture de hanche	17
Tableau 2 - Effets de l'alitement sur l'aire de section physiologique (CSA) des fléchisseurs plantaires et couple max volontaire de flexion plantaire (MVC).....	19
Tableau 3 - Synthèse des études utilisant du "Quick-Release"	30
Tableau 4 - Etudes de la station debout (en statique uniquement) chez des sujets ayant subi une arthroplastie de hanche. SSS: scores statistiques sommaires; M : Mois , SSS : scores statistiques sommaires, j : jours , F: paramètres fréquentiels	41
Tableau 5-Tableau de contingence pour la variable nominale du motif d'admission.....	50
Tableau 6 - Exemple de tableau de contingence pour la condition d'hypertension artérielle (HTA)....	50
Tableau 7- Description de la population	52
Tableau 8-Analyse uni variée.....	55
Tableau 9-Analyse multi variée.....	56
Tableau 10-Valeurs des scalaires pour l'estimation de la masse du pied par approche de 'scaling'	64
Tableau 11-Valeurs des scalaires pour l'estimation du centre de masse par approche de 'scaling'	65
Tableau 12-Valeurs des scalaires pour l'estimation des moments d'inertie principaux par approche de 'scaling'	66
Tableau 13-Matrice de corrélations entre PI et régresseurs	68
Tableau 14-Comparaisons des masses moyennes (SD) en Kg.....	69
Tableau 15-Positions moyennes (SD) en mm du centre de masses par approche (axe X uniquement). 70	
Tableau 16-Valeurs moyennes (SD) des moments d'inertie en Kg.m ² par approche.....	74
Tableau 17-Valeurs des coefficients de régression et des coefficients de détermination des équations de régression proposées pour les moments d'inerties (approche LW).....	75
Tableau 18-Valeurs moyennes (SD) de moments d'inertie (Kg.m ²) par approche en considérant les masses estimées respectives	76
Tableau 19-Morphotypes des différentes populations utilisées (M)	77
Tableau 20- Morphotypes des différentes populations utilisées (F).....	77
Tableau 21-Exemples de variations interindividuelles de la masse du pied	78
Tableau 22-Comparaison des ratios pour la position longitudinale du centre de masse	79
Tableau 23-Exemples de variabilités interindividuelles des PI chez 3 sujets femmes.....	80
Tableau 24-Comparaison des moments d'inerties moyens (Kg.m ²) à ceux prédits par Shahn & Bohn 81	
Tableau 25 - Synthèse des valeurs moyennes par paramètre. * $P < 0.001$ - ANOVA ou Unpaired t -test	97
Tableau 26-Comparaison des valeurs de raideurs avec la littérature (sujets de contrôle uniquement) 100	
Tableau 27 - Profil des patients. *PTH : Prothèse totale de hanche.....	105
Tableau 28 - Liste des paramètres stabilométriques calculés (détails en annexe).....	110
Tableau 29 - Paramètres de raideur chez les sujets contrôles.....	112
Tableau 30 - Paramètres de raideur chez les sujets âgés	112
Tableau 31 – Moyenne (SD) des facteurs intrinsèques. *valeurs moyennes sur les 5 conditions. ** $P < 0.01$	113
Tableau 32- Synthèse des valeurs des raideurs reportées chez les sujets âgés.....	123
Tableau 33 - Comparaison des paramètres stabilométriques reportés en condition debout (yeux ouverts) sur populations âgés	126
Tableau 34 - Comparaison des paramètres fréquentiels à ceux reportés par Prieto et al. 1996 ($N = 20$, Age moyen 68 ans).....	127
Tableau 35 – Moyennes (m/s ²).....	158
Tableau 36 – Ecart-types (m/s ²).....	158
Tableau 37 - Valeurs moyennes d'accélération par approche et par sujet. § : Sujet féminin ; N nombre de points utilisés pour la fenêtre du filtrage médian et dt déphasage moyen par sujet.....	164
Tableau 38 - Valeurs moyennes des moments d'inertie par approche et par sujet. §: Sujet féminin. * $P < 0.001$ - ANOVA.....	164

Tableau 39 - Valeurs moyennes des raideurs (Nm/rad) par approche par sujet. §: Sujet féminin	165
Tableau 40 – Facteur intrinsèque potentiellement lié (x) et coefficients de détermination de la régression multiple (R^2).....	183
Tableau 41 - Moyennes des paramètres de positionnement (en gras différence significative entre les 2 groupes). * $P < 0.05$, Test de <i>Wilcoxon</i> (vs. Position de référence).....	184
Tableau 42 - Moyennes des paramètres statistiques spatio-temporels (en gras différence significative entre les 2 groupes). † Paramètre non normalisé. * $P < 0.05$, Test de <i>Wilcoxon</i> (vs. Position de référence).....	185
Tableau 43 - Moyennes des paramètres fréquentiels (en gras différence significative entre les 2 groupes). † Paramètre non normalisé.* $P < 0.05$, Test de <i>Wilcoxon</i> (vs. Position de référence).....	186
Tableau 44 - Moyennes des paramètres stochastiques (en gras différence significative entre les 2 groupes). † Paramètre non normalisé. * $P < 0.05$, Test de <i>Wilcoxon</i> (vs. Position de référence).....	187
Tableau 45 - Coefficients de corrélations (R) entre chaque paramètre stabilométrique et l'indice de raideur (SI_{MT}) (en gras les corrélations significatives $ R > 0.46$ ou $R^2 > 0.20$).....	188
Tableau 46 - Coefficients de corrélations (R) entre chaque paramètre stabilométrique et la raideur moyenne (S_{MT}) (en gras les corrélations significatives $ R > 0.46$ ou $R^2 > 0.20$).....	189

Liste des Figures

Figure 1 - Première figure de l'ouvrage de Borelli (<i>De motu animalium</i> . Bernado, Rome - 1680), figure adaptée de (Sakuta 2007).....	9
Figure 2 - Représentation du 'cône de stabilité', figure adaptée de Horak 2006.....	10
Figure 3 - Intégration des afférences sensorielles, figure adaptée de (Snijders et al. 2007).....	10
Figure 4 - Equilibre biomécanique et polygone de 'sustentation' (BOS).....	11
Figure 5 - Illustration d'une analyse stabilométrique avec 'statokinésigramme'.....	12
Figure 6 - Illustration du pendule inversé, contrôlé par la raideur de torsion ($K_{globale}$) - figure adaptée de Morasso & Schieppati 1999.....	13
Figure 7 - Exemple des montages proposés par: Fitzpatrick (1992) <i>gauche</i> et Loram et al. (2001) <i>droite</i>	21
Figure 8 - Modèle de Hill modifié par Shorten (1987).....	22
Figure 9 - Gauche (figure adaptée de (Herzog & Nigg 1994)), montrant que la pente de la relation force-longueur d'un muscle pour une CES plus raide ('stiff') est plus élevée; Droite (figure adaptée de (Narici et al. 1996)), montrant qu'avec stimulation électrique, le couple maximal est atteint plus tôt pour une CES plus raide	22
Figure 10 - Illustration d'un montage de détente rapide pour la cheville (figure adaptée de (Rosager et al. 2002)).....	23
Figure 11 - Comportement macroscopique du muscle lors d'une contraction isométrique.....	24
Figure 12 - Illustration mécanique du déroulement d'un cycle étirement-détente lors d'un test de quick-release – Dans ce schéma on distingue la composante contractile (CC) illustrée par un amortisseur qui se comprime lors de la phase de contraction et la composante élastique série (SEC) illustrée par un ressort.....	24
Figure 13 - Exemple d'ergomètre de cheville pour de l'isocinétisme (figure adaptée de (Ochala et al. 2004)).....	26
Figure 14 - Illustration d'un suivi de points par imagerie ultrasonique (figure adaptée de (Kubo et al. 2002)) – MVC : Couple maximale volontaire	26
Figure 15 - 'Release-curve' de Hof (1998), K1: raider musculotendineuse; M0 : couple/moment de flexion plantaire à la cheville	28
Figure 16 - 'Release-curve' obtenues par de Zee et Voigt (2001).....	28
Figure 17 - Exemples des droites de régressions raideur-couple pour 2 sujets enfants pré pubères (Lambertz et al. 2003b).....	29

Figure 18 - Image de l'ergomètre transportable proposé par Lambertz et al. (2008)	29
Figure 19 - Variabilité des 'statokinésigrammes' d'un même sujet sain jeune (Chaudhry et al. 2011)..	33
Figure 20 - Exemple de spectre fréquentiel sur sujet sain en condition normale (Lacour et al. 2008) .	34
Figure 21 - Calcul des distances par paires de points (figure adapté de Collins 1995).....	35
Figure 22 – Exemple de “Variogramme stochastique” (A) qui est la courbe décrivant les carrés des déplacements du COP (Δr^2) par intervalle de temps. (B) moyennes (SD) de paramètres statistique et stochastiques (figure adaptée de Collins & De Luca 1993).....	36
Figure 23 - Exemples de modèle de diffusion (Gauche: analyse des signaux ‘intégrés’, Droite: analyse fractale Brownienne), Δx^2 représente les distances au carré, l'échelle des abscisses correspond au logarithme des intervalles de temps ($\log \Delta t$). Figure adaptée de Delignières (2003).....	37
Figure 24 - Exemple de l'influence de la taille sur la vitesse de déplacement (A). Distribution des données après normalisation (B).....	37
Figure 25 - Augmentation des oscillations posturales avec l'âge sur sujets sains - Overstall et al. 1977	38
Figure 26 - Exemples de statokinésigrammes chez 3 sujets de tranches d'âges différentes et durant différentes conditions d'examen (Abrahamová & Hlavačka 2008)	39
Figure 27 - Augmentation des oscillations posturales antéropostérieures avec l'âge (A: Amplitude, V: Vitesse de déplacement du COP, RMS: dispersion du déplacement) (Abrahamová & Hlavačka 2008)	39
Figure 28 - Illustration de Loram et Lakie (2005a) sur les "mouvements paradoxaux". a/b: aponévrose proximale/distale des jumeaux, c/d: aponévrose proximale/distale du soléaire.....	43
Figure 29 - Illustration du protocole d'Onambele et al. (2006)	44
Figure 30 - Image du protocole de Cencarini et al. (2010) - YA: sujets jeunes (âge moyen 24(4) ans), OA : sujet âgés (75(5) ans)	45
Figure 31-Acquisition de la géométrie personnalisée du pied à partir de l'enveloppe externe	61
Figure 32-Exemple de reconstruction 3D sous Geomagic	62
Figure 33-Exemple d'une reconstruction de pied (référence géométrique), avec représentation du repère anatomique local (SCS en rouge) et des paramètres	63
Figure 34-Positions de G (Y à Gauche et Z à Droite) pour les hommes(M) et femmes(F)	71
Figure 35-Distribution des écarts relatifs (e) obtenus pour I_{xx} –sujets hommes (M) à gauche et femmes (F) à droite.....	72
Figure 36- Distribution des écarts relatifs (e) obtenus pour I_y – sujets hommes (M) à gauche et femmes (F) à droite.....	72
Figure 37- Distribution des écarts relatifs (e) obtenus pour I_z – les sujets hommes (M) à gauche et femmes (F) à droite	73
Figure 38-Dispositif expérimental (ergomètre de cheville, société Bio2M France), avec vue rapprochée du pédalier.....	84
Figure 39-Illustration de la position du pied dans le pédalier et des paramètres d'ajustement des axes de rotation. O: centre de rotation du pédalier	85
Figure 40-Exemple de fixation du goniomètre sur le tibia et pied droit d'un sujet	86
Figure 41-Vue du dessus du pédalier. Le sujet glissait son pied sous les bandes élastiques qui étaient fermement serrées	86
Figure 42-Modélisation 3D du système {pied – pédalier}	89
Figure 43-Illustration simplifiée du mouvement et de la position de l'accéléromètre.....	90
Figure 44 - Calcul de l'indice de raideur	91
Figure 45-Exemple des signaux recueillis pour un sujet à 25% de sa MVC. Le trait épais noir indique le début effectif du 'release', les traits fins et pleins, l'instant de détection de $\ddot{\theta}_{max}$ (classique – bleu, directe – noir) et les traits pointillés les 20ms qui suivent	92
Figure 46-Variation des pics d'accélération moyens avec les niveaux de couple, avec les droites de régressions moyennes sur toute la population.....	93
Figure 47-Variation des moments d'inertie moyens avec le couple développé, selon les droites de régressions moyennes sur toute la population.....	94

Figure 48- Variation de la raideur musculotendineuse moyenne avec le couple développé, selon les droites de régressions moyennes de toute la population	95
Figure 49-Exemple (pour un des sujets masculins) de relation entre seuils d'activation musculaires (iEMG normalisé) et raideur musculotendineuse	98
Figure 50 - Droites de régression Raideur-Couple en utilisant l'approche classique (exemple sur le sujet S9)	101
Figure 51 – Droites de régression Raideur-Couple en utilisant l'approche de référence (exemple sur le sujet S9)	102
Figure 52 - Vue de face d'un patient (M3) sur la plateforme de force	107
Figure 53 - Coussin de mousse.....	108
Figure 54 - Modélisation du polygone de sustentation (BOS) avec illustration de la position des marqueurs. Figure gauche adaptée de Chiari et al. 2002	109
Figure 55 - Comparaisons et évolution des paramètres de positionnement - Moyennes (SD). * <i>P</i> < 0.05 comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir).....	114
Figure 56 - Comparaisons et évolution des paramètres de distances médiolatérales - Moyennes (SD). * <i>P</i> < 0.05 comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir)	115
Figure 57 - Comparaisons et évolution des paramètres de vitesses qui étaient significativement différents entre les 2 groupes dans le plan (2D) - Moyennes (SD). * <i>P</i> < 0.05 comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir).....	116
Figure 58 - Comparaisons et évolution des paramètres fréquentiels - Moyennes (SD). * <i>P</i> < 0.05 comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir).....	117
Figure 59 - Exemples de SDP (Haut – échelle linéaire, Bas – échelle logarithmique) pour deux sujets femmes (contrôle (S9) en rouge et âgé (M10) en bleu) en condition YF avec affichage du 'point critique' (en noir) et des droites de régressions des régions court et long termes	118
Figure 60 – Comparaisons et évolution des paramètres stochastiques - Moyennes (SD). * <i>P</i> < 0.05 comparaison vs. YO (couleur) ou comparaison Contrôles vs. Agés (noir).....	119
Figure 61 - Evolution de l'iEMG du muscle tibial antérieur (TA) - Moyennes (SD).....	120
Figure 62 – Evolution de l'iEMG du groupe musculaire triceps sural (TS) - Moyennes (SD). Les étoiles indiquent des différences significatives avec la condition de référence (couleur) et entre les populations (noir).....	120
Figure 63 - Corrélations entre l'indice de raideur et paramètres stabilométriques (en 2D). Les graphes supérieurs correspondent à la condition sur coussin de mousse (yeux fermés).....	121
Figure 64 - Corrélations entre raideur et paramètres stabilométriques (en 2D)	122
Figure 65 - Moyennes (SD) des paramètres de raideur (Contrôles vs. Agés)	123
Figure 66 - Exemple de normalisation pour le paramètre d'amplitude médiolatérale (ML), normalisé par rapport à la taille. En bleu la distribution des valeurs brutes avec la droite du modèle de régression et en rouge la distribution après normalisation.....	124
Figure 67 - Effets de la normalisation sur les moyennes.....	125
Figure 68 - Evolution des paramètres FD et FractalD avec les conditions d'examen (moyennes SD non normalisées). * <i>P</i> < 0.05	128
Figure 69 - Schéma géométrique de l'accéléromètre.....	154
Figure 70-Position initiale	155
Figure 71-Rotation de 180 degrés	155
Figure 72-Face de référence verticale	155
Figure 73- Illustration du mouvement de rotation du système {pédalier cheville}.....	159
Figure 74 – Schéma mécanique de la rotation du pédalier lors du mouvement de quick-release	161
Figure 75-Dimensions et masses des matériaux composants le pédalier	166
Figure 76-Modèle CAO du pédalier.....	167
Figure 77-Modèle de pied reconstruit avec centre de masse (G_{Foot}) et centre de rotation de cheville (O)	168
Figure 78-Illustration 2D du pied et pédalier	169
Figure 79-Modélisation 3D de l'ensemble pied - pédalier. O centre de rotation du pédalier et de la cheville, G_{Foot} centre de masse du pied	170

Figure 80 - Exemple de vue du statokinésigramme sur la plateforme de force. Les axes du repère BOS sont dessinés en pointillés, avec la direction antéropostérieure (AP) en longueur et médiolatéral (ML) en largeur.....	172
Figure 81 - Vue rapprochée du statokinésigramme. Illustrations de quelques paramètres stabilométriques spatio-temporels.....	173
Figure 82 - Fonction de densité spectrale de puissance (DSP). Exemple pour le signal de déplacement 2D avec les paramètres fréquentiels extraits.....	175
Figure 83 - Calcul des distances par paires de points (figure adapté de Collins 1995).....	177
Figure 84 - Exemple de signal de diffusion linéaire du COP avec les droites de régressions correspondantes aux régions court et long termes et le 'point critique'.....	177
Figure 85 - Exemple de signal de diffusion à l'échelle logarithmique du COP avec les régions court (rouge) et long (bleu) termes.....	178
Figure 86 - Exemple de sélection des intervalles de temps (échelle linéaire).....	179
Figure 87 - Exemple de sélection d'intervalles de temps (échelle logarithmique).....	179
Figure 88 Comparaisons et évolution des paramètres surfaciques - Moyennes (SD). * $P < 0.05$ comparaison vs. YO (couleur)	186

REFERENCES

- Abrahamova, D. and F. Hlavacka (2008). "Age-related changes of human balance during quiet stance." *Physiol Res* **57**(6): 957-964.
- Alexander, N. B., et al. (1992). "Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: kinematics." *J Gerontol* **47**(3): M79-87.
- Alexander, R. M. and H. C. Bennet-Clark (1977). "Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues." *Nature* **265**(5590): 114-117.
- Allum, J. H., et al. (1982). "Stiffness regulation provided by short-latency reflexes in human triceps surae muscles." *Brain Research* **234**(1): 159-164.
- Andersen, D. A., et al. (2007). "Walker use, but not falls, is associated with lower physical functioning and health of residents in an assisted-living environment." *Clin Interv Aging* **2**(1): 123-137.
- Andersson, G., et al. (2002). "Effect of cognitive load on postural control." *Brain Res Bull* **58**(1): 135-139.
- Anker, L. C., et al. (2008). "The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects." *Gait Posture* **27**(3): 471-477.
- Antonutto, G., et al. (1999). "Effects of microgravity on maximal power of lower limbs during very short efforts in humans." *J Appl Physiol* **86**(1): 85-92.
- Aslan, U. B., et al. (2008). "Balance performance, aging and falling: a comparative study based on a Turkish sample." *Arch Gerontol Geriatr* **46**(3): 283-292.
- Asmussen, E. (1973). Growth in muscular strength and power. *Physical activity: Human growth and development*. G. L. Rarick. New York, Academic Press: 60-79.
- Barber, M. N. and B. W. Ninham (1970). *Random and restricted walks; theory and applications*. New York, Gordon and Breach.
- Batani, H. and B. E. Maki (2005). "Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences." *Arch Phys Med Rehabil* **86**(1): 134-145.
- Bendat, J. S. and A. G. Piersol (2000). *Random Data: Analysis and Measurement Procedures*. New York, John Wiley.
- Benjuya, N., et al. (2004). "Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **59**(2): 166-171.
- Bohannon, R. W., et al. (1984). "Decrease in timed balance test scores with aging." *Phys Ther* **64**(7): 1067-1070.
- Boonen, S., et al. (1999). "Factors associated with hip fracture occurrence in old age. Implications in the postsurgical management." *Acta Chir Belg* **99**(4): 185-189.
- Bosco, C., et al. (1982). "Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise." *Int J Sports Med* **3**(3): 137-140.
- Bosco, C., et al. (1982). "Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise." *Acta Physiol Scand* **114**(4): 557-565.
- Bouisset, S. and B. Matton (1995). *Muscles, posture et mouvement*. Paris, Hermann
- Bragge, T., et al. (2006). Calibration of triaxial accelerometer by determining sensitivity matrix and offsets simultaneously. *1st joint ESMAC - GCMAS Meeting*. Amsterdam: 1.
- Brown, L. A., et al. (1999). "Attentional demands and postural recovery: the effects of aging." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **54**(4): M165-171.
- Buchner, D. M. (1997). "Preserving mobility in older adults." *West J Med* **167**(4): 258-264.
- Carpenter, M. G., et al. (1999). "Surface height effects on postural control: a hypothesis for a stiffness strategy for stance." *J Vestib Res* **9**(4): 277-286.
- Carpenter, M. G., et al. (2001). "Sampling duration effects on centre of pressure summary measures." *Gait & Posture* **13**(1): 35-40.
- Carroll, J. P. and W. Freedman (1993). "Nonstationary properties of postural sway." *Journal of Biomechanics* **26**(4-5): 409-416.
- Casadio, M., et al. (2005). "Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application." *Gait Posture* **21**(4): 410-424.

- Cenciarini, M., et al. (2010). "Stiffness and damping in postural control increase with age." IEEE Trans Biomed Eng **57**(2): 267-275.
- Charron, P. M., et al. (1995). "Epidemiology of walker-related injuries and deaths in the United States." Am J Phys Med Rehabil **74**(3): 237-239.
- Chaudhry, H., et al. (2011). "Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods--A brief review." Journal of Bodywork and Movement Therapies **15**(1): 82-91.
- Chiari, L., et al. (2000). "Classification of visual strategies in human postural control by stochastic parameters." Human Movement Science **19**: 817.
- Chiari, L., et al. (2002). "Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement." Clinical Biomechanics **17**(9-10): 666.
- Cholewiak, R. W. and C. E. Sherrick (1986). Cutaneous Sensitivity. Handbook of perception and human performance. L. K. K. Boff, & J.L. Thomas. New York, Wiley: 12-11 - 12-58.
- Colledge, N. R., et al. (1994). "Ageing and balance: the measurement of spontaneous sway by posturography." Gerontology **40**(5): 273-278.
- Collins, J. J. and C. J. De Luca (1993). "Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories." Exp Brain Res **95**(2): 308-318.
- Collins, J. J. and C. J. De Luca (1994). "Random walking during quiet standing." Phys Rev Lett **73**(5): 764-767.
- Collins, J. J. and C. J. De Luca (1995). "Upright, correlated random walks: A statistical-biomechanics approach to the human postural control system." Chaos **5**(1): 57-63.
- Constantinescu, R., et al. (2007). "Assistive devices for gait in Parkinson's disease." Parkinsonism Relat Disord **13**(3): 133-138.
- Convertino, V. A., et al. (1989). "Changes in volume, muscle compartment, and compliance of the lower extremities in man following 30 days of exposure to simulated microgravity." Aviat Space Environ Med **60**(7): 653-658.
- Cooper, C. and L. J. Melton, 3rd (1992). "Epidemiology of osteoporosis." Trends Endocrinol Metab **3**(6): 224-229.
- Cornu, C., et al. (2003). "Muscle elastic properties during wrist flexion and extension in healthy sedentary subjects and volley-ball players." International Journal of Sports Medicine **24**(4): 277-284.
- Crowe, A. and P. B. C. Matthews (1964). "Further studies of static and dynamic fusimotor fibres." Journal of Physiology **174**: 132-151.
- Cubo, E., et al. (2003). "Wheeled and standard walkers in Parkinson's disease patients with gait freezing." Parkinsonism Relat Disord **10**(1): 9-14.
- Dault, M. C., et al. (2003). "Does articulation contribute to modifications of postural control during dual-task paradigms?" Brain Res Cogn Brain Res **16**(3): 434-440.
- Davidson, P. L., et al. (2008). "Estimating subject-specific body segment parameters using a 3-dimensional modeller program." J Biomech **41**(16): 3506-3510.
- de Boer, M. D., et al. (2008). "Effect of 5 weeks horizontal bed rest on human muscle thickness and architecture of weight bearing and non-weight bearing muscles." Eur J Appl Physiol **104**(2): 401-407.
- de Leva, P. (1996). "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters." J Biomech **29**(9): 1223-1230.
- de Zee, M. and M. Voigt (2001). "Moment dependency of the series elastic stiffness in the human plantar flexors measured in vivo." Journal of Biomechanics **34**(11): 1399-1406.
- Delignieres, D., et al. (2003). "A methodological note on nonlinear time series analysis: is the open and closed-loop model of Collins and De Luca (1993) a statistical artifact?" J Mot Behav **35**(1): 86-97.
- Delignieres, D., et al. (2011). "Transition from persistent to anti-persistent correlations in postural sway indicates velocity-based control." PLoS Comput Biol **7**(2): e1001089.
- Dempster, W. T. (1955). Space Requirements of the Seated Operator. Ohio, Aerospace Medical Research Laboratory WADC: 55-159.
- Deschamps, K., et al. (2011). "Body of evidence supporting the clinical use of 3D multisegment foot models: a systematic review." Gait Posture **33**(3): 338-349.

- Deslandes, S., et al. (2008). "Offset of rotation centers creates a bias in isokinetics: a virtual model including stiffness or friction." J Biomech **41**(10): 2112-2120.
- Dichgans, J., et al. (1976). "Postural sway in normals and atactic patients: analysis of the stabilising and destabilizing effects of vision." Agressologie: revue internationale de physio-biologie et de pharmacologie appliquees aux effets de l'agression **17**(C Spec No): 15-24.
- Do, M. C., et al. (1999). "Factors influencing the quick onset of stepping following postural perturbation." J Biomech **32**(8): 795-802.
- Doherty, T. J. and W. F. Brown (1993). "The estimated numbers and relative sizes of thenar motor units as selected by multiple point stimulation in young and older adults." Muscle Nerve **16**(4): 355-366.
- Dorfman, L. J. and T. M. Bosley (1979). "Age-related changes in peripheral and central nerve conduction in man." Neurology **29**: 38-44.
- Dornan, J., et al. (1979). "Visual input in the control of postural sway." Arch. Phys. Med. Rehabil **59**: 586.
- Doyle, R. J., et al. (2008). "Generalizability of Stabilogram Diffusion Analysis of center of pressure measures." Gait Posture **27**(2): 223-230.
- Doyle, T. L., et al. (2005). "Reliability of Traditional and Fractal Dimension Measures of Quiet Stance Center of Pressure in Young, Healthy People." Archives of Physical Medicine and Rehabilitation **86**(10): 2034-2040.
- Duarte, M. and V. M. Zatsiorsky (2000). "On the fractal properties of natural human standing." Neurosci Lett **283**(3): 173-176.
- Duarte, M. and V. M. Zatsiorsky (2002). "Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance." Exp Brain Res **146**(1): 60-69.
- Duée, M. and C. Rebillard (2006). La dépendance des personnes âgées : une projection en 2040. Données sociales.
- Dumas, R., et al. (2007). "Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters." J Biomech **40**(3): 543-553.
- Dumitrescu, M. and M. Lacour (2004). Nouveaux critères quantitatifs d'analyse du contrôle postural: Illustration en pathologie chez la personne âgée. Efficiency et déficiences du contrôle postural. Solal. Marseille: 65-75.
- Eggermont, L. H., et al. (2006). "Walking with a rollator and the level of physical intensity in adults 75 years of age or older." Arch Phys Med Rehabil **87**(5): 733-736.
- Ellison, J., et al. (2000). "Comparison of Berg Balance Scale scores between rehabilitated patients with total hip arthroplasty and matched healthy subjects." J Outcome Meas **4**: 49-54.
- Elmamoun, M. and G. Mulley (2007). "Walking sticks and frames for patients with neurological disorders." Pract Neurol **7**(1): 24-31.
- Enoka, R. M. (2004). "Biomechanics and neuroscience: a failure to communicate." Exerc Sport Sci Rev **32**(1): 1-3.
- Era, P. and E. Heikkinen (1985). "Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages." J Gerontol **40**(3): 287-295.
- Fernie, G. R., et al. (1982). "The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects." Age Ageing **11**(1): 11-16.
- Ferri, A., et al. (2003). "Strength and power changes of the human plantar flexors and knee extensors in response to resistance training in old age." Acta Physiol Scand **177**(1): 69-78.
- Fierens, J. and P. L. Broos (2006). "Quality of life after hip fracture surgery in the elderly." Acta Chir Belg **106**(4): 393-396.
- Fitts, R. H., et al. (2000). "Physiology of a microgravity environment invited review: microgravity and skeletal muscle." J Appl Physiol **89**(2): 823-839.
- Fitzpatrick, R., et al. (1996). "Loop gain of reflexes controlling human standing measured with the use of postural and vestibular disturbances." J Neurophysiol **76**(6): 3994-4008.
- Fitzpatrick, R. C., et al. (1992). "Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: reflex and task-dependent components." J Physiol **454**: 533-547.
- Foley, M. P., et al. (1996). "Effects of assistive devices on cardiorespiratory demands in older adults." Phys Ther **76**(12): 1313-1319.

- Folstein, M. F., et al. (1975). "'Mini-mental state'. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician." J Psychiatr Res **12**(3): 189-198.
- Foure, A., et al. (2010). "In vivo assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness using the alpha method: a reliability study." Int J Sports Med **31**(1): 51-57.
- Fox, K. M., et al. (1996). "A portable neuromuscular function assessment for studying recovery from hip fracture." Arch Phys Med Rehabil **77**(2): 171-176.
- Fredman, L., et al. (2006). "Elderly patients with hip fracture with positive affect have better functional recovery over 2 years." J Am Geriatr Soc **54**(7): 1074-1081.
- Fukunaga, T., et al. (2001). "In vivo behaviour of human muscle tendon during walking." Proceedings of Biological Sciences **268**(1464): 229-233.
- Gagey, P. M. (1991a). "A critique of posturology: towards an alternative neuroanatomy?" Surg Radiol Anat **13**(4): 255-257.
- Gagey, P. M. (199b). "[Visual contribution to the postural system: a clinical approach to the study of vision]." Agressologie **32**(3 Spec No): 183-186.
- Ganley, K. J. and C. M. Powers (2004). "Determination of lower extremity anthropometric parameters using dual energy X-ray absorptiometry: the influence on net joint moments during gait." Clin Biomech (Bristol, Avon) **19**(1): 50-56.
- Gatev, P., et al. (1999). "Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults." J Physiol **514** (Pt 3): 915-928.
- Givens, J. L., et al. (2008). "Functional recovery after hip fracture: the combined effects of depressive symptoms, cognitive impairment, and delirium." J Am Geriatr Soc **56**(6): 1075-1079.
- Gogia, P., et al. (1988). "Bed rest effect on extremity muscle torque in healthy men." Arch Phys Med Rehabil **69**(12): 1030-1032.
- Gosman-Hedstrom, G., et al. (1995). "Different kinds of services and informal support in the daily life activities in a community-based elderly population." Aging (Milano) **7**(5): 371-378.
- Goubel, F. (1997). "Changes in mechanical properties of human muscle as a result of spaceflight." International Journal of Sports Medicine **18** Suppl 4: S285-287.
- Goubel, F. and E. Pertuzon (1973). "[Evaluation of the elasticity of muscle in situ by the quick-release method]." Archives Internationales de Physiologie et de Biochimie **81**(4): 697-707.
- Graafmans, W. C., et al. (2003). "Daily physical activity and the use of a walking aid in relation to falls in elderly people in a residential care setting." Z Gerontol Geriatr **36**(1): 23-28.
- Gracies, J. M. (2008). "[Neurorehabilitation in parkinsonian syndromes.]." Rev Neurol (Paris) **166**(2): 196-212.
- Grillner, S. (1972). "The role of muscle stiffness in meeting the changing postural and locomotor requirements for force development by the ankle extensors." Acta Physiol Scand **86**(1): 92-108.
- Grosset, J. F., et al. (2010). "Follow-up of ankle stiffness and electromechanical delay in immobilized children: three cases studies." Journal of Electromyography and Kinesiology **20**(4): 642-647.
- Grosset, J. F., et al. (2009). "Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training." European Journal of Applied Physiology **105**(1): 131-139.
- Gupta, R. B., et al. (2006). "Effect of rollator use on health-related quality of life in individuals with COPD." Chest **130**(4): 1089-1095.
- Gurfinkel, V. S. and S. M. Osovets (1972). "[Equilibrium dynamics of human vertical posture]." Biofizika **17**(3): 478-486.
- Harkins, K. M., et al. (2005). "Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction." J Athl Train **40**(3): 191-194.
- Hermens, H. J., et al. (2000). "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures." Journal of Electromyography and Kinesiology **10**(5): 361-374.
- Herzog, W. and B. M. Nigg (1994). Biomechanics of the musculo-skeletal system. Chichester and New York, Wiley.
- Hill, A. V. (1950). "The series elastic component of muscle." Proceedings of the Royal Society B Biological Sciences **137**(887): 273-280.

- Hill, K., et al. (2008). "Daily utility and satisfaction with rollators among persons with chronic obstructive pulmonary disease." Arch Phys Med Rehabil **89**(6): 1108-1113.
- Hinrichs, R. N. (1985). "Regression equations to predict segmental moments of inertia from anthropometric measurements: an extension of the data of Chandler et al. (1975)." J Biomech **18**(8): 621-624.
- Ho, C. Y. and A. P. Bendrups (2002). "Ankle reflex stiffness during unperceived perturbation of standing in elderly subjects." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **57**(9): B344-350.
- Hochberg, M. C., et al. (1998). "The prevalence and impact of self-reported hip fracture in elderly community-dwelling women: the Women's Health and Aging Study." Osteoporos Int **8**(4): 385-389.
- Hof, A. L. (1997a). "A controlled-release ergometer for the human ankle." Journal of Biomechanics **30**(2): 203-206.
- Hof, A. L. (1997b). "Correcting for limb inertia and compliance in fast ergometers." Journal of Biomechanics **30**(3): 295-297.
- Hof, A. L. (1998). "In vivo measurement of the series elasticity release curve of human triceps surae muscle." J Biomech **31**(9): 793-800.
- Hof, A. L. (2007). "The equations of motion for a standing human reveal three mechanisms for balance." J Biomech **40**(2): 451-457.
- Hof, A. L. (2008). "The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking." Hum Mov Sci **27**(1): 112-125.
- Hogue, C. C. (1984). "Falls and mobility in late life: an ecological model." J Am Geriatr Soc **32**(11): 858-861.
- Holder, C. G., et al. (1993). "The effects of assistive devices on the oxygen cost, cardiovascular stress, and perception of nonweight-bearing ambulation." J Orthop Sports Phys Ther **18**(4): 537-542.
- Honeyman, P., et al. (1996). "Effect of a walking aid on disability, oxygenation, and breathlessness in patients with chronic airflow limitation." J Cardiopulm Rehabil **16**(1): 63-67.
- Horak, F. B. (2006). "Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?" Age Ageing **35 Suppl 2**: ii7-ii11.
- Horak, F. B., et al. (2002). "Diabetic neuropathy and surface sway-referencing disrupt somatosensory information for postural stability in stance." Somatosensory & Motor Research **19**(4): 316-326.
- Horak, F. B., et al. (1989). "Horak, F. B.; Diener, H. C. & Nashner, L. M." Journal of Neurophysiology **62**(4): 841-853.
- Horak, F. B. and M. J. M. (1996). Postural orientation and equilibrium. Handbook of Physiology. L. B. Rowell L and Sheperd J. T. New York, Oxford University Press. **12**: 255-292.
- Horak, F. B. and L. M. Nashner (1986). "Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations." J Neurophysiol **55**(6): 1369-1381.
- Horak, F. B., et al. (1994). "Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance." Exp Brain Res **100**(1): 93-106.
- Horowitz, R., et al. (1986). "A physiological role for titin and nebulin in skeletal muscle." Nature **323**(6084): 160-164.
- Hunter, D. G. and J. Spriggs (2000). "Investigation into the relationship between the passive flexibility and active stiffness of the ankle plantar-flexor muscles." Clin Biomech (Bristol, Avon) **15**(8): 600-606.
- Hunter, I. W. and R. E. Kearney (1982). "Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque." J Biomech **15**(10): 747-752.
- Huxhold, O., et al. (2006). "Dual-tasking postural control: aging and the effects of cognitive demand in conjunction with focus of attention." Brain Res Bull **69**(3): 294-305.
- Huxley, A. F. and R. M. Simmons (1971). "Proposed mechanism of force generation in striated muscle." Nature **233**(5321): 533-538.
- Inglin, B. and M. Woollacott (1988). "Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements." Journal of Gerontology **43**: 105-112.
- Inglis, J. T., et al. (1994). "The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans." Experimental Brain Research **101**: 159-164.

- Ishida, A. and S. Imai (1980). "Responses of the posture-control system to pseudorandom acceleration disturbances." Med Biol Eng Comput **18**(4): 433-438.
- Jacobs, J. V., et al. (2006). "Multiple balance tests improve the assessment of postural stability in subjects with Parkinson's disease." J Neurol Neurosurg Psychiatry **77**(3): 322-326.
- Jarnlo, G. B. and K. G. Thorngren (1991). "Standing balance in hip fracture patients. 20 middle-aged patients compared with 20 healthy subjects." Acta Orthop Scand **62**(5): 427-434.
- Jbabdi, M., et al. (2008). "Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability." BMC Geriatr **8**: 8.
- Jette, A. M., et al. (1990). "Musculoskeletal impairments and physical disablement among the aged." J Gerontol **45**(6): M203-208.
- Jones, K. E., et al. (2002). "Sources of signal-dependent noise during isometric force production." Journal of Neurophysiology **88**: 1533-1544.
- Jones, P. R. M., et al. (1997). "Three-dimensional Surface Anthropometry: Applications to the Human Body." Optics and Lasers in Engineering **28**: 89-117.
- Joyce, B. M. and R. L. Kirby (1991). "Canes, crutches and walkers." Am Fam Physician **43**(2): 535-542.
- Judge, J. O., et al. (1996). "Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **51**(6): M303-312.
- Judge, J. O., et al. (1995). "Dynamic balance in older persons: effects of reduced visual and proprioceptive input." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **50**(5): M263-270.
- Kang, H. G. and L. A. Lipsitz (2010). "Stiffness control of balance during quiet standing and dual task in older adults: the MOBILIZE Boston Study." J Neurophysiol **104**(6): 3510-3517.
- Katz, M. J. and E. George (1985). "Fractals and the analysis of growth paths." Bull. Math. Biol. **47**: 273-286.
- Kearney, R. E. and I. W. Hunter (1982). "Dynamics of human ankle stiffness: variation with displacement amplitude." J Biomech **15**(10): 753-756.
- Keyser, C. K., et al. (1988). "Soft-tissue abnormalities of the foot and ankle: CT diagnosis." Am. J. Roentgenol. **150**(4): 845-850.
- Kim, S., et al. (2008). "Direct parameterization of postural stability during quiet upright stance: Effects of age and altered sensory conditions." Journal of Biomechanics **41**(2): 406-411.
- King, M. B., et al. (1994). "Functional base of support decreases with age." J Gerontol **49**(6): M258-263.
- Koryak, Y. (1998). "Electromyographic study of the contractile and electrical properties of the human triceps surae muscle in a simulated microgravity environment." J Physiol **510** (Pt 1): 287-295.
- Krishnan, A., et al. (2011). "Partial Least Squares (PLS) methods for neuroimaging: a tutorial and review." Neuroimage **56**(2): 455-475.
- Kubo, K., et al. (2008). "Effects of 6 months of walking training on lower limb muscle and tendon in elderly." Scand J Med Sci Sports **18**(1): 31-39.
- Kubo, K., et al. (2001). "Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures?" European Journal of Applied Physiology **85**(3-4): 226-232.
- Kubo, K., et al. (2002). "Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo." Scand J Med Sci Sports **12**(1): 3-8.
- Kubo, K., et al. (2007). "Age-related differences in the properties of the plantar flexor muscles and tendons." Med Sci Sports Exerc **39**(3): 541-547.
- Kuitunen, S., et al. (2002). "Knee and ankle joint stiffness in sprint running." Med Sci Sports Exerc **34**(1): 166-173.
- Lacour, M., et al. (1997). "Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurectomy." Exp Brain Res **115**(2): 300-310.
- Lacour, M., et al. (2008). "Posture control, aging, and attention resources: Models and posture-analysis methods." Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology **38**(6): 411.
- Lakie, M., et al. (2003). "Human balancing of an inverted pendulum with a compliant linkage: neural control by anticipatory intermittent bias." J Physiol **551**(Pt 1): 357-370.
- Lambertz, D., et al. (2003a). "Influence of long-term spaceflight on neuromechanical properties of muscles in humans." Journal of Applied Physiology **94**(2): 490-498.

- Lambertz, D., et al. (2003b). "Evaluation of musculotendinous stiffness in prepubertal children and adults, taking into account muscle activity." *Journal of Applied Physiology* **95**(1): 64-72.
- Lambertz, D., et al. (2008). "A reproducibility study on musculotendinous stiffness quantification, using a new transportable ankle ergometer device." *J Biomech* **41**(15): 3270-3273.
- Lambertz, D., et al. (2001). "Effects of long-term spaceflight on mechanical properties of muscles in humans." *Journal of Applied Physiology* **90**(1): 179-188.
- Laughton, C. A., et al. (2003). "Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment." *Gait Posture* **18**(2): 101-108.
- LeBlanc, A., et al. (1988). "Calf muscle area and strength changes after five weeks of horizontal bed rest." *Am J Sports Med* **16**(6): 624-629.
- LeBlanc, A. D., et al. (1992). "Regional changes in muscle mass following 17 weeks of bed rest." *J Appl Physiol* **73**(5): 2172-2178.
- Lin, D., et al. (2008). "Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences." *Gait & Posture* **28**(2): 337-342.
- Lin, P. C. and S. Y. Chang (2004). "Functional recovery among elderly people one year after hip fracture surgery." *J Nurs Res* **12**(1): 72-82.
- Liu, H. H., et al. (2009). "Comparison of gait characteristics between older rolling walker users and older potential walker users." *Arch Gerontol Geriatr* **48**(3): 276-280.
- Loram, I. D., et al. (2001). "Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance?" *J Physiol* **532**(Pt 3): 879-891.
- Loram, I. D. and M. Lakie (2002a). "Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability." *J Physiol* **545**(Pt 3): 1041-1053.
- Loram, I. D. and M. Lakie (2002b). "Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements." *J Physiol* **540**(Pt 3): 1111-1124.
- Loram, I. D., et al. (2004). "Paradoxical muscle movement in human standing." *J Physiol* **556**(Pt 3): 683-689.
- Loram, I. D., et al. (2005a). "Active, non-spring-like muscle movements in human postural sway: how might paradoxical changes in muscle length be produced?" *J Physiol* **564**(Pt 1): 281-293.
- Loram, I. D., et al. (2005b). "Human postural sway results from frequent, ballistic bias impulses by soleus and gastrocnemius." *J Physiol* **564**(Pt 1): 295-311.
- Loram, I. D., et al. (2007a). "The passive, human calf muscles in relation to standing: the non-linear decrease from short range to long range stiffness." *J Physiol* **584**(Pt 2): 661-675.
- Loram, I. D., et al. (2007b). "The passive, human calf muscles in relation to standing: the short range stiffness lies in the contractile component." *J Physiol* **584**(Pt 2): 677-692.
- Lord, S. R. and H. B. Menz (2000). "Visual contributions to postural stability in older adults." *Gerontology* **46**(6): 306-310.
- Magaziner, J., et al. (2000). "Recovery from hip fracture in eight areas of function." *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* **55**(9): M498-507.
- Magaziner, J., et al. (1990). "Predictors of functional recovery one year following hospital discharge for hip fracture: a prospective study." *J Gerontol* **45**(3): M101-107.
- Magnusson, S. P., et al. (2003). "Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo." *Acta Physiol Scand* **177**(2): 185-195.
- Magnusson, S. P., et al. (2008). "Human tendon behaviour and adaptation, in vivo." *J Physiol* **586**(1): 71-81.
- Mainar, A., et al. (1995). "The ankle ergometer: a new tool for quantifying changes in mechanical properties of human muscle as a result of spaceflight." *Acta Astronaut* **36**(8-12): 467-472.
- Maison, P., et al. (2005). "Utilisation of medications recommended for chronic heart failure and the relationship with annual hospitalisation duration in patients over 75 years of age. A pharmacoepidemiological study." *Eur J Clin Pharmacol* **61**(5-6): 445-451.
- Majewski, M., et al. (2005). "Improvements in balance after total hip replacement." *J Bone Joint Surg Br* **87**(10): 1337-1343.
- Maki, B. E. (1997). "Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear." *J Am Geriatr Soc* **45**(3): 313-320.

- Maki, B. E., et al. (1987). "A posture control model and balance test for the prediction of relative postural stability." IEEE Trans Biomed Eng **34**(10): 797-810.
- Maki, B. E., et al. (1990). "Aging and postural control. A comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests." J Am Geriatr Soc **38**(1): 1-9.
- Maki, B. E. and W. E. McIlroy (1997). "The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support" strategy." Phys Ther **77**(5): 488-507.
- Maki, B. E. and W. E. McIlroy (2005). "Change-in-support balance reactions in older persons: an emerging research area of clinical importance." Neurol Clin **23**(3): 751-783, vi-vii.
- Maki, B. E., et al. (2003). "Change-in-support reactions for balance recovery." IEEE Eng Med Biol Mag **22**(2): 20-26.
- Manchester, D., et al. (1989). "Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult." J Gerontol **44**(4): M118-127.
- Mandelbrot, B. B. and J. W. Van Ness (1968). "Fractional Brownian Motions, Fractional Noises and Applications" SIAM Review **10**(4): 422-437.
- Marottoli, R. A., et al. (1992). "Decline in physical function following hip fracture." J Am Geriatr Soc **40**(9): 861-866.
- Maurer, C., et al. (2003). "Effect of chronic bilateral subthalamic nucleus (STN) stimulation on postural control in Parkinson's disease." Brain **126**(5): 1146-1163.
- Maurer, C. and R. J. Peterka (2005). "A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control." J Neurophysiol **93**(1): 189-200.
- McCollum, G. and T. K. Leen (1989). "Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance." J Mot Behav **21**(3): 225-244.
- McConville, J. T., et al. (1980). Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. AFAMRL-TR-80-119. Dayton, Ohio, Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base.
- McConville, J. T. and C. E. Clauser (1976). Anthropometric assessment of the mass distribution characteristics of the living human body. Proceedings of the Sixth Congress of the International Ergonomics Association.
- Mecagni, C., et al. (2000). "Balance and ankle range of motion in community-dwelling women aged 64 to 87 years: a correlational study." Phys Ther **80**(10): 1004-1011.
- Melzer, I., et al. (2001). "Age-related changes of postural control: effect of cognitive tasks." Gerontology **47**(4): 189-194.
- Merle, J., et al. (2009). "Is early weight bearing resumption beneficial after total hip replacement?" Orthop Traumatol Surg Res **95**(2): 127-133.
- Miller, C. W. (1978). "Survival and ambulation following hip fracture." J Bone Joint Surg Am **60**(7): 930-934.
- Mirbagheri, M. M., et al. (2000). "Intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness: variation with activation level and position." Experimental Brain Research **135**(4): 423-436.
- Mitra, S. (2003). "Postural costs of suprapostural task load." Hum Mov Sci **22**(3): 253-270.
- Mittelstaedt, H. (1998). "Origin and processing of postural information." Neurosci Biobehav Rev **22**(4): 473-478.
- Molaschi, M., et al. (1995). "Health and functional status in elderly patients living in nursing homes." Arch Gerontol Geriatr **21**(3): 267-276.
- Morasso, P. G. and V. Sanguineti (2002). "Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing." J Neurophysiol **88**(4): 2157-2162.
- Morasso, P. G. and M. Schieppati (1999). "Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?" J Neurophysiol **82**(3): 1622-1626.
- Morlock, M. and B. M. Nigg (1991). "Theoretical considerations and practical results on the influence of the representation of the foot for the estimation of internal forces with models." Clinical Biomechanics **6**(1): 3.
- Morlock, M. M. and B. M. Nigg (1988). Dynamic and quasi-static models of the foot. Biomechanics XI-A. G. A. P. H. de Groot, P.A. Huijting and G.J. van Ingen Schenau. Amsterdam. **11**: 410-416.
- Mossey, J. M., et al. (1989). "Determinants of recovery 12 months after hip fracture: the importance of psychosocial factors." Am J Public Health **79**(3): 279-286.

- Mueller, M. J., et al. (1994). "Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls." Phys Ther **74**(4): 299-308; discussion 309-213.
- Nallegowda, M., et al. (2003). "Balance and gait in total hip replacement: a pilot study." Am J Phys Med Rehabil **82**(9): 669-677.
- Nantel, J., et al. (2008). "Postural balance during quiet standing in patients with total hip arthroplasty and surface replacement arthroplasty." Clin Biomech (Bristol, Avon) **23**(4): 402-407.
- Nardone, A. and M. Schieppati (2010). "The role of instrumental assessment of balance in clinical decision making." Eur J Phys Rehabil Med **46**(2): 221-237.
- Narici, M. V., et al. (1996). "In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction." J Physiol **496** (Pt 1): 287-297.
- Narici, M. V., et al. (2008). "Ageing of human muscles and tendons." Disabil Rehabil **30**(20-22): 1548-1554.
- Nashner, L. M. (1985). Strategies for organization of human posture. Vestibular and visual contrôle of posture and locomotor equilibrium. M. B. Igarashi, F.O. Basel, Karger: 1-8.
- Nawata, K., et al. (2006). "An analysis of the length of stay and effectiveness of treatment for hip fracture patients in Japan: evaluation of the 2002 Revision of the Medical Service Fee Schedule." J Health Econ **25**(4): 722-739.
- Nawoczinski, D. A., et al. (1998). "The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot." Phys Ther **78**(4): 404-416.
- Neptune, R. R., et al. (2001). "Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking." J Biomech **34**(11): 1387-1398.
- Newell, K. M., et al. (1997). "Stochastic processes in postural center-of-pressure profiles." Exp Brain Res **113**(1): 158-164.
- Norton, J., et al. (2002). "3D whole body scanning to determine mass properties of legs." J Biomech **35**(1): 81-86.
- O'Malley, M. J. (1996). "Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait." J Biomech **29**(5): 619-625.
- Ochala, J., et al. (2004a). "Changes in mechanical properties of human plantar flexor muscles in ageing." Experimental Gerontology **39**(3): 349-358.
- Ochala, J., et al. (2004b). "Gender differences in human muscle and joint mechanical properties during plantar flexion in old age." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **59**(5): 441-448.
- Ochala, J., et al. (2007). "Changes in muscle and joint elasticity following long-term strength training in old age." Eur J Appl Physiol **100**(5): 491-498.
- Onambele, G. L., et al. (2006). "Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age." J Appl Physiol **100**(6): 2048-2056.
- Overstall, P. W., et al. (1977). "Falls in the elderly related to postural imbalance." Br Med J **1**(6056): 261-264.
- Pai, Y. C. and J. Patton (1997). "Center of mass velocity-position predictions for balance control." J Biomech **30**(4): 347-354.
- Pai, Y. C., et al. (1998). "Static versus dynamic predictions of protective stepping following waist-pull perturbations in young and older adults." J Biomech **31**(12): 1111-1118.
- Palombaro, K. M., et al. (2006). "Determining meaningful changes in gait speed after hip fracture." Phys Ther **86**(6): 809-816.
- Pandolf, K. B., et al. (1975). "Differentiated ratings of perceived exertion during physical conditioning of older individuals using leg-weight loading." Percept Mot Skills **40**(2): 563-574.
- Parker, T. M., et al. (2006). "Gait stability following concussion." Med Sci Sports Exerc **38**(6): 1032-1040.
- Pearsall, D. J. and P. A. Costigan (1999). "The effect of segment parameter error on gait analysis results." Gait Posture **9**(3): 173-183.
- Pearsall, D. J. and J. G. Reid (1994). "The study of human body segment parameters in biomechanics. An historical review and current status report." Sports Med **18**(2): 126-140.
- Penson, R. T., et al. (2004). "Too old to care?" Oncologist **9**(3): 343-352.
- Perennou, D., et al. (2005). "[Evaluation of balance in neurologic and geriatric disorders]." Ann Readapt Med Phys **48**(6): 317-335.

- Peterka, R. J. (2002). "Sensorimotor integration in human postural control." J Neurophysiol **88**(3): 1097-1118.
- Peterka, R. J. and P. J. Loughlin (2004). "Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control." J Neurophysiol **91**(1): 410-423.
- Piirtola, M. and P. Era (2006). "Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review." Gerontology **52**(1): 1-16.
- Pisot, R., et al. (2008). "Whole muscle contractile parameters and thickness loss during 35-day bed rest." Eur J Appl Physiol **104**(2): 409-414.
- Poor, G., et al. (1995). "Predictors of hip fractures in elderly men." J Bone Miner Res **10**(12): 1900-1907.
- Portero, P. and C. Cornu (2004). Adaptation du muscle sain et pathologique à la diminution de la charge fonctionnelle. La plasticité de la fonction motrice: 488.
- Portero, R., Lecompte, J., Thoumie, P. and Portero, P. "Musculo-tendinous stiffness of the in vivo head-neck segment in response to quick-releases: A reproducibility study". Isokinetics & Exercise Science **19**(1):7-12
- Pousson, M., et al. (1990). "Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise." J Biomech **23**(4): 343-348.
- Powell, G. M. and E. Dzenolet (1984). "Power spectral density analysis of lateral human standing sway." Journal of Motor Behavior **16**(4): 424-441.
- Prado, J. M., et al. (2007). "Postural sway during dual tasks in young and elderly adults." Gerontology **53**(5): 274-281.
- Prieto, T. E., et al. (1996). "Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults." IEEE Trans Biomed Eng **43**(9): 956-966.
- Probst, V. S., et al. (2004). "Mechanisms of improvement in exercise capacity using a rollator in patients with COPD." Chest **126**(4): 1102-1107.
- Proske, U. and D. L. Morgan (1987). "Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review." J Biomech **20**(1): 75-82.
- Rabita, G., et al. (2008). "Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping." European Journal of Applied Physiology **103**(2): 163-171.
- Rankin, J. K., et al. (2000). "Cognitive Influence on Postural Stability." The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences **55**(3): M112-M119.
- Rao, G., et al. (2006). "Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait." J Biomech **39**(8): 1531-1536.
- Rasch, A., et al. (2010). "Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA." Acta Orthop **81**(2): 183-188.
- Raymakers, J. A., et al. (2005). "The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s)." Gait & Posture **21**(1): 48-58.
- Recktenwald, M. R., et al. (1999). "Effects of spaceflight on rhesus quadrupedal locomotion after return to 1G." J Neurophysiol **81**(5): 2451-2463.
- Rentschler, A. J., et al. (2008). "Clinical evaluation of Guido robotic walker." J Rehabil Res Dev **45**(9): 1281-1293.
- Riley, D. A., et al. (2000). "Decreased thin filament density and length in human atrophic soleus muscle fibers after spaceflight." J Appl Physiol **88**(2): 567-572.
- Riley, M. A., et al. (1997). "Common effects of touch and vision on postural parameters." Experimental Brain Research **117**(1): 165-170.
- Robinson, C. J., et al. (1994). "Biomechanical and reflex and responses to joint perturbations during electrical stimulation of muscle: Instrumentation and measurement techniques." Medical and Biological Engineering and Computing **32**(3): 261-272.
- Rocchi, L., et al. (2004). "Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis." Med Biol Eng Comput **42**(1): 71-79.
- Rosager, S., et al. (2002). "Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners." Scand J Med Sci Sports **12**(2): 90-98.

- Rougier, P. (1999). "Automatic determination of the transition between successive control mechanisms in upright stance assessed by modelling of the centre of pressure." Arch Physiol Biochem **107**(1): 35-42.
- Rougier, P., et al. (2008). "Quiet postural control of patients with total hip arthroplasty following joint arthritis." Motor Control **12**(2): 136-150.
- Rougier, P. and O. Caron (2000). "Center of gravity motions and ankle joint stiffness control in upright undisturbed stance modeled through a fractional Brownian motion framework." J Mot Behav **32**(4): 405-413.
- Rougier, P. R. (2008). "What insights can be gained when analysing the resultant centre of pressure trajectory?" Neurophysiol Clin **38**(6): 363-373.
- Rougier, P. R. and N. Genthon (2009). "Dynamical assessment of weight-bearing asymmetry during upright quiet stance in humans." Gait & Posture **29**(3): 437-443.
- Sakuta, M. (2007). "[Giovanni Alfonso Borelli: "De Motu Animalium" (1680-1681)]." Brain Nerve **59**(12): 1406-1407.
- Salavati, M., et al. (2007). "Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers." Gait Posture **26**(2): 214-218.
- Santos, B. R., et al. (2008). "Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults." Gait Posture **27**(3): 408-415.
- Scully RM, B. M. (1989). Physical Therapy. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins.
- Seynnes, O. R., et al. (2008). "Soleus T reflex modulation in response to spinal and tendinous adaptations to unilateral lower limb suspension in humans." Acta Physiol (Oxf) **194**(3): 239-251.
- Seynnes, O. R., et al. (2008). "Early structural adaptations to unloading in the human calf muscles." Acta Physiol (Oxf) **193**(3): 265-274.
- Shadwick, R. E. (1990). "Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age." J Appl Physiol **68**(3): 1033-1040.
- Shaffer, S. W. and A. L. Harrison (2007). "Aging of the somatosensory system: a translational perspective." Phys Ther **87**(2): 193-207.
- Shan, G. and C. Bohn (2003). "Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race." Applied Ergonomics **34**(4): 327.
- Shepard, N. T., et al. (1993). "Postural control in young and elderly adults when stance is challenged: clinical versus laboratory measurements." Ann Otol Rhinol Laryngol **102**(7): 508-517.
- Shorten, M. R. (1987). "Muscle elasticity and human performance." Medicine and Sport Science **25**: 1-18.
- Shumway-Cook, A., et al. (1997). "The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **52**(4): M232-240.
- Simoneau, M., et al. (2006). "The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands." J Neuroeng Rehabil **3**: 22.
- Skinner, H. D., et al. (1984). "Age-related decline in proprioception." Clinical Orthopaedics **184**: 208-211.
- Skoglund, S. (1956). "Anatomical and physiological studies of knee joint innervation of the cat." Acta Physiologica Scandinavica **36**(124): 1-101.
- Slobounov, S. M., et al. (1997). "Virtual Time-to-Collision and Human Postural Control." J Mot Behav **29**(3): 263-281.
- Snijders, A. H., et al. (2007). "Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification." Lancet Neurol **6**(1): 63-74.
- Solway, S., et al. (2002). "The short-term effect of a rollator on functional exercise capacity among individuals with severe COPD." Chest **122**(1): 56-65.
- Stepane, E., et al. (1995). L'évaluation du sujet âgé en médecine gériatrique. Les troubles de la posture et les risques de chute, Serdi Publishing Company: 149-162.
- Sundermier, L., et al. (1996). "Postural sensitivity to visual flow in aging adults with and without balance problems." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **51**(2): M45-52.
- Suriyawongpaisal, P., et al. (2003). "Quality of life and functional status of patients with hip fractures in Thailand." Southeast Asian J Trop Med Public Health **34**(2): 427-432.

- Sveistrup, H. and M. H. Woollacott (1997). "Practice modifies the developing automatic postural response." Exp Brain Res **114**(1): 33-43.
- Tarantola, J., et al. (1997). "Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition." Neuroscience Letters **228**(2): 75-78.
- Tardieu, G. and C. Tardieu (1981). "["Retraction", "hypertony", "hypotony", "hyperextensibility", "hypoextensibility". Evaluation and therapeutic indications. The necessity of a factor analysis (author's transl)]." Neuropsychiatr Enfance Adolesc **29**(11-12): 553-567.
- Teasdale, N. and M. Simoneau (2001). "Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration." Gait Posture **14**(3): 203-210.
- Thelen, D. G., et al. (1996). "Do neural factors underlie age differences in rapid ankle torque development?" J Am Geriatr Soc **44**(7): 804-808.
- Thelen, D. G., et al. (1996). "Effects of age on rapid ankle torque development." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **51**(5): M226-232.
- Tinetti, M. E. (1994). "Prevention of falls and fall injuries in elderly persons: a research agenda." Prev Med **23**(5): 756-762.
- Tinetti, M. E., et al. (1994). "A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community." N Engl J Med **331**(13): 821-827.
- Tognella, F., et al. (1997). "A mechanical device for studying mechanical properties of human muscles in vivo." Journal of Biomechanics **30**(10): 1077-1080.
- Trudelle-Jackson, E., et al. (2002). "Outcomes of total hip arthroplasty: a study of patients one year postsurgery." J Orthop Sports Phys Ther **32**(6): 260-267.
- Tyson, S. F. (1998). "The support taken through walking aids during hemiplegic gait." Clin Rehabil **12**(5): 395-401.
- Vaitl, D., et al. (2002). "Shifts in blood volume alter the perception of posture: further evidence for somatic graviception." Int J Psychophysiol **44**(1): 1-11.
- van der Kooij, H., et al. (2005). "Comparison of different methods to identify and quantify balance control." J Neurosci Methods **145**(1-2): 175-203.
- Vandervoort, A. A. and A. J. McComas (1986). "Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging." J Appl Physiol **61**(1): 361-367.
- Vaughan, C. L., et al. (1999). Dynamics of Human Gait. Cape Town, Kiboho.
- Verbrugge, L. M., et al. (1997). "The great efficacy of personal and equipment assistance in reducing disability." Am J Public Health **87**(3): 384-392.
- Viitasalo, J. T. and C. Bosco (1982). "Electromechanical behaviour of human muscles in vertical jumps." Eur J Appl Physiol Occup Physiol **48**(2): 253-261.
- Visser, J. E., et al. (2008). "The clinical utility of posturography." Clinical Neurophysiology **119**(11): 2424-2436.
- Wei, C. and R. K. Jensen (1995). "The application of segment axial density profiles to a human body inertia model." J Biomech **28**(1): 103-108.
- Weiss, P. L., et al. (1988). "Human ankle joint stiffness over the full range of muscle activation levels." Journal of Biomechanics **21**(7): 539-544.
- Whanger, A. and H. S. Wang (1974). "Clinical correlates of vibratory sense in elderly psychiatric patients." Journal of Gerontology **29**: 39-45.
- Widrick, J. J., et al. (1999). "Effect of a 17 day spaceflight on contractile properties of human soleus muscle fibres." J Physiol **516** (Pt 3): 915-930.
- Williamson, V. C. (1998). "Management of lower extremity fractures." Orthop Nurs **17**(5): 84-87.
- Winter, D. A. and P. Eng (1995). "Kinetics: our window into the goals and strategies of the central nervous system." Behav Brain Res **67**(2): 111-120.
- Winter, D. A., et al. (1990). "Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly." Phys Ther **70**(6): 340-347.
- Winter, D. A., et al. (1998). "Stiffness control of balance in quiet standing." J Neurophysiol **80**(3): 1211-1221.
- Winter, D. A., et al. (2001). "Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing." J Neurophysiol **85**(6): 2630-2633.
- Woollacott, M. and A. Shumway-Cook (2002). "Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research." Gait Posture **16**(1): 1-14.

- Woollacott, M. H. (2000). "Systems contributing to balance disorders in older adults." J Gerontol A Biol Sci Med Sci **55**(8): M424-428.
- Woollacott, M. H., et al. (1986). "Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination." Int J Aging Hum Dev **23**(2): 97-114.
- Woollacott, M. H. and P. F. Tang (1997). "Balance control during walking in the older adult: research and its implications." Phys Ther **77**(6): 646-660.
- Wright, D. L. and T. L. Kemp (1992). "The dual-task methodology and assessing the attentional demands of ambulation with walking devices." Phys Ther **72**(4): 306-312; discussion 313-305.
- Wu, G., et al. (2002). "ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics." J Biomech **35**(4): 543-548.
- Wykman, A. and I. Goldie (1989). "Postural stability after total hip replacement." Int Orthop **13**(4): 235-238.
- Yardley, L., et al. (2001). "Interference between postural control and mental task performance in patients with vestibular disorder and healthy controls." J Neurol Neurosurg Psychiatry **71**(1): 48-52.
- Yeadon, M. R. and M. Morlock (1989). "The appropriate use of regression equations for the estimation of segmental inertia parameters." Journal of Biomechanics **22**(6-7): 683.
- Young, J. W., et al. (1983). Anthropometric and mass distribution characteristics of the adults female. Technical Report FA-AM-83-16. Oklaoma City, Oklaoma, FAA Civil Aeromedical Institute.
- Zatsiorsky, V., et al. (1990). In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method. Biomechanics of Human Movement: Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics. N. B. A. Cappozzo. Worthington, OH, Bertec Corp.: 186-202.
- Zatsiorsky, V., et al. (1990). Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. Contemporary Problems of Biomechanics. G. G. C. S. A. Regirer. Massachussets, CRC Press.
- Zatsiorsky, V. M. and V. N. Seluyanov (1983). The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. International Series on Biomechanics, Nagoya, Jpn, Human Kinetics Publ Inc.
- Zatsiorsky, V. M. and V. N. Seluyanov (1985). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. Biomechanics IX-B.Human Kinetics. D. A. Winter, Norman, R. W., Wells, R. P., Hayes, K. C., Patla, A. E. . Champaign, IL: 233-239.
- Zok, M., et al. (2008). "Should the instructions issued to the subject in traditional static posturography be standardised?" Medical Engineering & Physics **30**(7): 913-916.

ANNEXES

Modèle de fiche de recueil des données rétrospectives

<u>Nom</u> :	<u>NIP</u> :
<u>Date de naissance</u> :	<u>Age lors du séjour</u> :
<u>Sexe</u> : <input type="checkbox"/> M • F	
<u>Motif</u> : <input type="checkbox"/> Traumatologie de hanche • Décompensation CR • Alzheimer • Chute • Traumato autre • Maintien difficile à domicile • AVC • Autres :	
<u>Taille (m)</u> :	
<u>Poids (Kg)</u> :	
<u>IMC</u> :	
<u>MMS</u> :	
<u>Date de l'hospitalisation</u> :	
<u>Date d'entrée en SSR</u> :	<u>Date de sortie</u> :
<u>Type d'aide utilisée</u> : <input type="checkbox"/> Aucune <input type="checkbox"/> Rollator <input type="checkbox"/> Cadre de marche <input type="checkbox"/> Rollator avec siège <input type="checkbox"/> Canne/Béquilles <input type="checkbox"/> Fauteuil Roulant/Grabataire	
HTA	
Cardiopathies :	
Troubles respiratoires :	
Pathologies vasculaires :	
Démence	
Cancer :	
Arthrose :	
Antécédents orthopédiques :	
Ostéoporose	
Anémie	
Incontinence	
Diabète	
Insuffisance rénale	
Troubles neurologiques : <i>AVC, Alzheimer, Parkinson, Myélopathie, Autre</i> :	
Troubles de l'équilibre	
Obésité	
Dénutrition	
Dépression	
Troubles de la vue	
Hypoacousie	
Chutes antérieures	
Besoin d'aides dans les transferts	
Hypothyroïdie	
Autres :	
<u>TOTAL</u> :	

Coefficients de variation (CV) des équations de régressions proposées

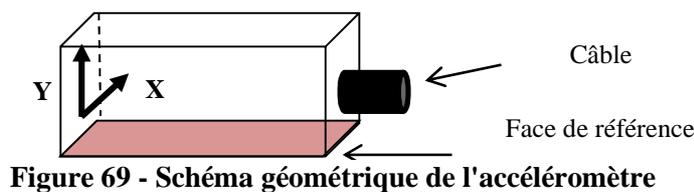
	Sexe	C ₁	CV	C ₂	CV	C ₃	CV	K	CV
M_{Foor}	M	6.88	4.2%	19.78	3.9%			-2.08	4.7%
	F	4.62	7.5%	27.18	4.9%			-2.02	4.3%
I_X	M	8.13E-04	1.1%	0.17	3.9%			-8.94E-04	4.5%
	F	7.95E-04	2.7%	0.25	3.8%			-1.05E-03	4.1%
I_Y	M	2.68E-03	1.7%	0.06	6.4%	0.50	7.0%	-4.79E-03	3.8%
	F	2.31E-03	5.3%	0.04	19.6%	0.61	8.7%	-4.08E-03	13.2%
I_Z	M	2.74E-03	2.0%	0.06	8.3%	0.53	6.8%	-4.84E-03	5.0%
	F	2.54E-03	5.5%	0.04	18.7%	0.73	5.6%	-4.44E-03	11.0%
G_X	M	0.26	5.5%	0.43	5.3%			0.0114	32.7%
	F	0.29	4.3%	0.65	16.7%			-0.0146	38.9%

Calibration de l'accéléromètre 2 axes (Mega Electronics, Kuopio Finland)

La procédure de calibration utilisée, respecte celle proposée par Bragge et al. (2006), avec quelques adaptations, étant donné que nous avons 2 axes de mesures.

Introduction et présentation de l'accéléromètre

L'accéléromètre utilisé avait une capacité de mesure de $\pm 10g$, avec 2 axes de mesures et se présente comme un petit boîtier gris ayant la forme d'un parallélépipède.



Calibration des axes

Objectif :

- Définir l'offset des mesures
- Définir le rapport entre la valeur affichée et la valeur mesurée

Matériel

- Table parfaitement horizontale
- Ruban adhésif double couche pour fixer le boîtier sur le montage
- Niveau électronique, précision $0,1^\circ$

Hypothèses

L'accélération gravitationnelle, donnée par l'observatoire gravimétrique de Strasbourg, est de 9.80928 m/s^2 à Sèvres (mesures données par SIS : 9.809346 m/s^2)

- L'orientation des axes X et Y de l'accéléromètre correspondent globalement à ceux illustrés sur le boîtier. Ainsi, si le boîtier est à plat sur sa face de référence, l'accélération gravitationnelle sera principalement portée par l'axe Y du boîtier

Procédure de mesure statique à l'aide du capteur

- Toute la mesure doit se prendre avec le capteur en position, ainsi les points mesurés représenteront la même grandeur.
- Cette mesure s'effectuera pendant 5s à une fréquence de 300Hz.
- Une moyenne sera effectuée entre les différents points mesurés et sera utilisée comme valeur de mesure pour les calculs de calibration.

Procédure de calibration de l'accéléromètre

Vérifier / régler l'horizontalité de la table à l'aide du niveau électronique.

1. Positionner l'accéléromètre, face de référence sur le plan horizontal (Y orienté vers le haut), effectuer une mesure.



Figure 70-Position initiale

2. Retourner l'accéléromètre, face de référence vers le haut par rapport au plan horizontal (Y orienté vers le bas), effectuer une mesure.



Figure 71-Rotation de 180 degrés

3. Positionner l'accéléromètre face de référence dans un plan vertical (X orienté vers le haut), effectuer une mesure.



Figure 72-Face de référence verticale

4. Retourner l'accéléromètre de 180°, avec la face de référence toujours dans un plan vertical (X orienté vers le bas), effectuer une mesure.

Calcul de la sensibilité et de l'offset

Notations

Les valeurs mesurées sur les deux axes sont notées $V(X, Y)$

Ces valeurs sont calculées à partir de l'accélération réelle tel que :

(1) $V_m = K \times ACC + OFFSET + \text{bruit de mesure}$, avec:

- K matrice de sensibilité (si l'accéléromètre est bien aligné avec le boîtier, cette matrice est diagonale), K est de dimension 2x2
- OFFSET est l'offset de mesure, dimension 2x1

L'accélération pourra être déduite des valeurs K et OFFSET par la relation suivante :

(2) $ACC = K^{-1} \times (V - OFFSET)$

Détermination des coefficients Kij de la matrice K et Oi de la matrice OFFSET

Notons TETA le vecteur colonne des inconnues, tel que TETA = [K11, K21, K12, K22, O1, O2], TETA est un vecteur 6x1.

Pour une mesure n, les valeurs mesurées Vn peuvent être exprimées en multipliant nos inconnues par une matrice Hn (2x6), telle que

(3) $V_n = H_n \times TETA$

Dans ce cas, d'après l'équation (1), Hn est de la forme :

$$H_n = \begin{bmatrix} A_x & 0 & A_y & 0 & 1 & 0 \\ 0 & A_x & 0 & A_y & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{Équation 5}$$

En procédant à plusieurs mesures où l'accélération est connue, on peut alors obtenir le système suivant :

$$\begin{bmatrix} V_{1X} \\ V_{1Y} \\ V_{2X} \\ V_{2Y} \\ \vdots \\ V_{ni} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} H_{1_1} & 0 & \dots & 1 & 0 \\ 0 & H_{2_2} & & 0 & 1 \\ \vdots & & & & \vdots \\ 0 & & \dots & 0 & 1 \end{bmatrix} \times [TETA] \text{Équation 6}$$

Ou, exprimé différemment

(4) $V = H \times TETA$

Avec V de dimension 2n x 1

H de dimension 2n x 6

TETA de dimension 6 x 1

A ce stade, H n'est pas inversible, il convient donc de multiplier les deux termes de l'égalité par sa transposée H'

$$(5) \mathbf{H}' \times \mathbf{V} = \mathbf{H}' \times \mathbf{H} \times \mathbf{TETA}$$

On peut alors multiplier le tout par l'inverse de $\mathbf{H}' \times \mathbf{H}$, pour isoler le vecteur TETA et ainsi déterminer les inconnues.

$$(6) \text{inv}(\mathbf{H}' \times \mathbf{H}) \times \mathbf{H}' \times \mathbf{V} = \mathbf{TETA}$$

Remarque:

Attention, la matrice $\mathbf{H}' \times \mathbf{H}$ doit être inversible et bien conditionnée pour obtenir des résultats précis.

Dans notre cas (pour les 4 mesures de la gravité), H prend la forme :

$$H = \begin{vmatrix} 0 & 0 & -9.8093 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -9.8093 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 9.8093 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 9.8093 & 0 & 1 \\ -9.8093 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & -9.8093 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 9.8093 & 9.8093 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{vmatrix}$$

Résultats

Matrice K

$$K = \begin{bmatrix} -71.67 & -1.02 \\ 1.74 & -68.87 \end{bmatrix}$$

Offset

$$OFFSET = \begin{bmatrix} 9.44 \\ -41.69 \end{bmatrix}$$

Analyse des variations autour de chaque mesure statique

Pour chacune des 4 mesures statiques, les accélérations correspondant aux 1500 points de mesure ont été calculées grâce à la formule précédemment décrite: $ACC = \text{inv}(K) \times (V - OFFSET)$ (2)

La moyenne et l'écart type ont été calculés et sont présentés ci-après :

	Accélération X	Accélération Y
Mesure 1	-0.02	-9.89
Mesure 2	-0.02	9.72
Mesure 3	-9.79	0.09
Mesure 4	9.83	0.09

Tableau 35 – Moyennes (m/s²)

	Accélération X	Accélération Y
Mesure 1	0.019	0.022
Mesure 2	0.018	0.021
Mesure 3	0.023	0.021
Mesure 4	0.002	0.020

Tableau 36 – Ecart-types (m/s²)

Discussion

• Les termes de la diagonale de la matrice **K** sont significativement plus grands, impliquant la faible influence d'un axe sur l'autre (2% max).

• Nous pouvons ainsi supposer que les axes de l'accéléromètre et ceux définis/illustrés au niveau du boîtier sont parallèles.

Démonstration de la formule du quick-release

La formule établie par Goubel (1973), donne la raideur (ou ‘stiffness’ S) comme le produit du moment d’inertie par le quotient des variations de l’accélération angulaire et de l’angle de la cheville :

$$S = I \times \frac{\Delta \ddot{\theta}}{\Delta \theta} \quad \text{Équation 7-Formule du Quick-Release}$$

La démonstration de cette équation se fait de la manière suivante, selon les hypothèses simplificatrices établies par Goubel:

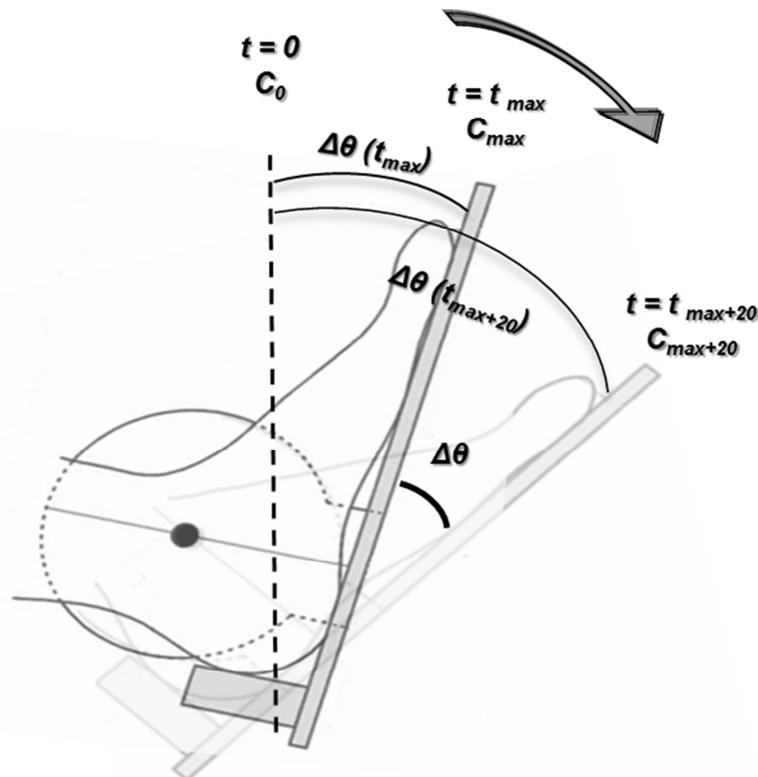


Figure 73- Illustration du mouvement de rotation du système {pédalier cheville}

Soit C_0 le couple développée à la cheville lors de la contraction isométrique demandée au sujet, avant le relâchement effectif de l'électro-aimant ($t=0$). Le système va tout d'abord tourner jusqu'à atteindre son pic d'accélération angulaire (à t_{max}), pour ensuite continuer sa rotation sous l'effet de la raideur de torsion de la cheville (S , ou raideur musculotendineuse de la composante élastique série –CES). Si l'on associe le comportement de la cheville à celui d'un ressort de torsion, alors on peut écrire à chaque instant de la rotation:

$$C(t) = S \times \Delta \theta(t) = I \times \ddot{\theta}(t) \quad \text{Équation 8-Formule du couple}$$

$C(t)$ est le couple instantané développé par la cheville, I représente le moment d'inertie du système autour de son axe de rotation (axe bi malléolaire), $\Delta \theta(t)$ la variation d'angle instantanée du ressort (ou de la cheville) par rapport à sa position de repos (0° de dorsiflexion) et $\ddot{\theta}(t)$ l'accélération angulaire instantanée du système.

Comme le couple n'est pas mesurable instantanément, on suppose que le couple statique mesuré avant le relâchement, est égale au couple dynamique lorsque l'accélération est maximale ($C_0 = C_{max}$). Ainsi pour $t = t_{max}$ on peut écrire que :

$$C_0 = I \times \ddot{\theta}_{\max} \Rightarrow I = \frac{C_0}{\ddot{\theta}_{\max}} \text{ Équation 9- Formule de l'inertie}$$

D'autre part, si l'on fait la soustraction des couples entre les instants t_{\max} et $t_{\max+20}$ (après 20 ms suivant le pic d'accélération) :

$$\begin{cases} I \times \ddot{\theta}(t_{\max}) = S \times \Delta\theta(t_{\max}) \\ I \times \ddot{\theta}(t_{\max+20}) = S \times \Delta\theta(t_{\max+20}) \end{cases}$$

$$I \times \Delta\ddot{\theta}(t_{\max+20} - t_{\max}) = S \times (\Delta\theta(t_{\max+20}) - \Delta\theta(t_{\max}))$$

$$\Rightarrow S = I \times \frac{\Delta\ddot{\theta}}{\Delta\theta}$$

Ainsi on retrouve la formule proposée

Calcul de l'accélération angulaire à partir des mesures d'accélération

L'accéléromètre était fermement fixé au pédalier, avec sa face de référence aligné le long de la facette inférieure de la pédale (Figure 74).

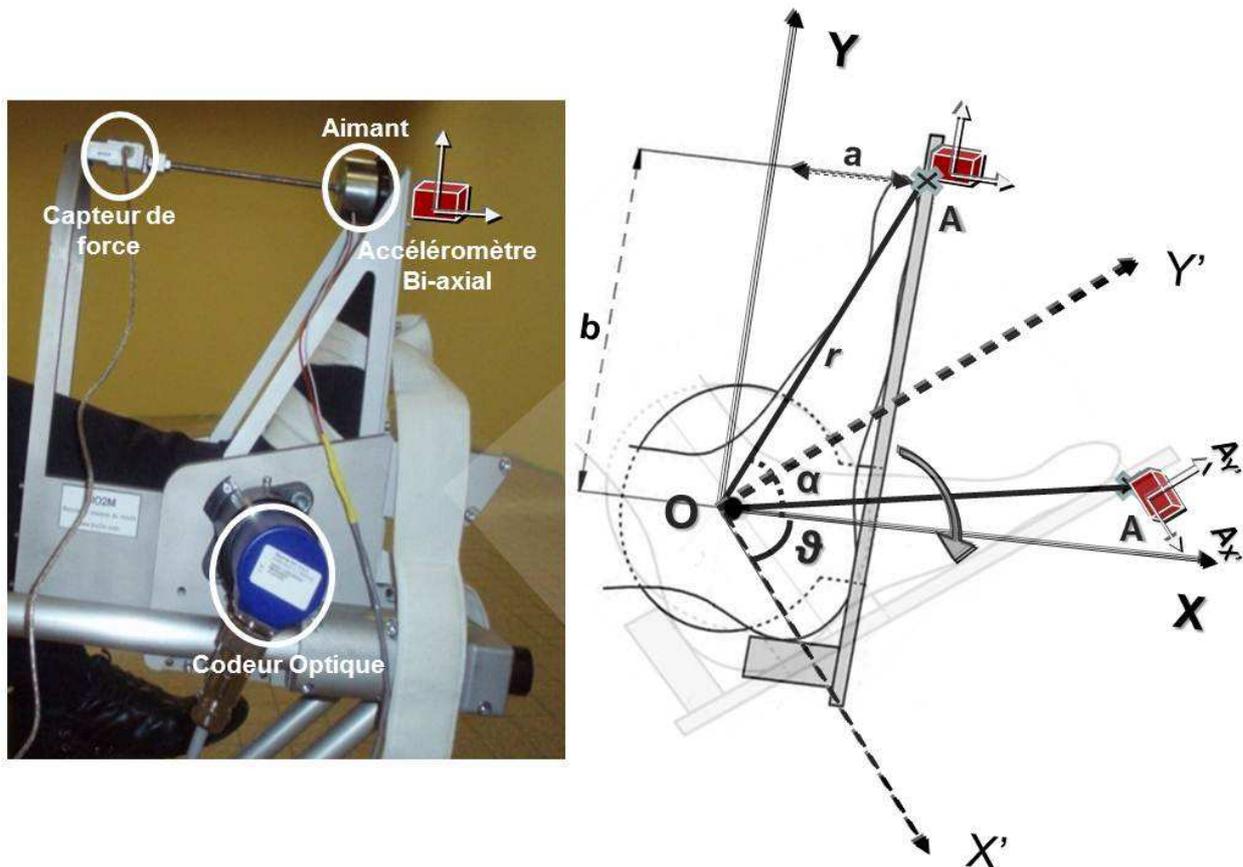


Figure 74 – Schéma mécanique de la rotation du pédalier lors du mouvement de quick-release

Lors du mouvement, les 2 signaux enregistrés par l'accéléromètre correspondent d'une manière approximative aux accélérations tangentielles et centrifuges du pédalier, lors de sa rotation.

Soit R' (O, X', Y') le repère (mobile) lié au pédalier et R_0 (O, X, Y) le repère absolue correspondant à la position initiale du pédalier. Soit A un point du pédalier, correspondant au point de fixation de l'accéléromètre, (X_A, Y_A) et (a, b) ses coordonnées cartésiennes respectifs par rapport aux repères R_0 et R' . Les directions de mesure de l'accéléromètre sont supposées être confondues avec ceux de R' .

La rotation du pédalier (ou de R_1) par rapport à sa position initiale (ou R_0) est décrite par l'angle $\theta(t)$ tel que $\theta(t) < 0$. Ainsi en notations polaires, les coordonnées de A sont (r, α) et $(r, \alpha + \theta(t))$ par rapport à R_0 et R' , avec r, α constants et $\theta(t) < 0$.

Ainsi nous pouvons établir les relations suivantes :

$$a = r \cdot \cos \alpha$$

$$b = r \cdot \sin \alpha$$

$$r^2 = a^2 + b^2$$

$$X_A = r \cdot \cos(\alpha + \theta(t))$$

$$Y_A = r \cdot \sin(\alpha + \theta(t))$$

Le vecteur accélération absolue du point A est obtenu par double dérivation du vecteur position:

$$\vec{OA}(t) = X_A \cdot \vec{X} + Y_A \cdot \vec{Y}$$

$$\vec{OA}(t) = r \times [\cos(\alpha + \theta(t)) \cdot \vec{X} + \sin(\alpha + \theta(t)) \cdot \vec{Y}]$$

$$\frac{d(\vec{OA}(t))}{dt} = r \dot{\theta} [-\sin(\alpha + \theta(t)) \cdot \vec{X} + \cos(\alpha + \theta(t)) \cdot \vec{Y}]$$

$$\frac{d^2(\vec{OA}(t))}{dt^2} = r \ddot{\theta} [-\sin(\alpha + \theta(t)) \cdot \vec{X} + \cos(\alpha + \theta(t)) \cdot \vec{Y}] + r \dot{\theta}^2 [-\cos(\alpha + \theta(t)) \cdot \vec{X} - \sin(\alpha + \theta(t)) \cdot \vec{Y}]$$

$$\begin{vmatrix} A_x \\ A_y \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} -r \cdot (\ddot{\theta} \sin(\alpha + \theta(t)) + \dot{\theta}^2 \cos(\alpha + \theta(t))) \\ r \cdot (\ddot{\theta} \cos(\alpha + \theta(t)) - \dot{\theta}^2 \sin(\alpha + \theta(t))) \end{vmatrix}$$

En multipliant chaque côté de l'équation par le vecteur suivant (terme par terme):

$$\begin{bmatrix} -\sin(\alpha + \theta(t)) \\ \cos(\alpha + \theta(t)) \end{bmatrix}$$

Puis en additionnant les membres de part et d'autre de l'équation, nous obtenons l'égalité suivante:

$$A_y \cos(\alpha + \theta(t)) - A_x \sin(\alpha + \theta(t)) = r \ddot{\theta} [\sin^2(\alpha + \theta(t)) + \cos^2(\alpha + \theta(t))]$$

Ainsi l'accélération angulaire est obtenue:

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{r} [A_y \cos(\alpha + \theta(t)) - A_x \sin(\alpha + \theta(t))] \text{ Équation 10}$$

Or la relation entre le vecteur accélération absolue et accélération locale mesurée par l'accéléromètre (AX1, AY1) en A, est donnée par la matrice de rotation suivante:

$$\begin{bmatrix} A_x \\ A_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_{x'} \\ A_{y'} \end{bmatrix} \text{ Équation 11}$$

En intégrant ($\ddot{\theta} = \frac{1}{r} [A_y \cos(\alpha + \theta(t)) - A_x \sin(\alpha + \theta(t))]$ Équation 10) dans (2), nous obtenons:

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{r} [\cos(\alpha + \theta(t)) (-A_x \cdot \sin \theta + A_y \cdot \cos \theta) - \sin(\alpha + \theta(t)) (A_x \cdot \cos \theta + A_y \cdot \sin \theta)]$$

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{r} [-A_x \cdot (\cos(\alpha + \theta(t)) \sin \theta + \sin(\alpha + \theta(t)) \cos \theta) + A_y \cdot (\cos(\alpha + \theta(t)) \cos \theta - \sin(\alpha + \theta(t)) \sin \theta)]$$

Donc l'accélération angulaire peut être calculée à partir des signaux accélérométriques à travers l'équation suivante:

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{r^2} [-A_{x'} \cdot r (\sin \alpha) + A_{y'} \cdot r (\cos \alpha)]$$

Ou

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{a^2 + b^2} (-b \cdot A_{y'} + a \cdot A_{x'})$$

Résultats complets des tests de Quick-Release sur sujet sains

Les 3 tableaux suivants contiennent les résultats détaillés des tests de quick-release réalisés dans l'étude du chapitre 3. Les résultats sont mis pour chaque sujet et pour chaque approche.

Sujet	MVC (Nm)	Accélération moyennes (rad/s ²)			
		Classique	N	Direct	dt (ms)
S1	92.8	751.3	14	496.3	0.8
§2	36.1	457.1	15	284.6	2.7
S3	68.8	705.3	11	375.3	4
S4	77.4	797.5	9	337.8	3.5
S5	66.5	773.2	11	390.1	5
S6	125.3	1028.4	10	519.0	4.6
S7	86.9	814.9	10	471.0	3.7
S8	72.9	631.6	13	426.9	2.5
S9	115.8	1213.5	10	638.9	3.1
Moyenne	82.5	797.0	11.4	437.8*	3.3
<i>Inter SD</i>	<i>26.9</i>	<i>218.3</i>	<i>2.1</i>	<i>106.8</i>	<i>1.3</i>

Tableau 37 - Valeurs moyennes d'accélération par approche et par sujet. § : Sujet féminin ; N nombre de points utilisés pour la fenêtre du filtrage médian et dt déphasage moyen par sujet
* $P < 0.001$ – test de Student

Sujet	Moments d'inerties (Nm.s ² /rad) -				
	Référence	Classique		Direct	
		Moyenne (intra SD -%)	r	Moyenne (intra SD -%)	r
S1	0.0434	0.0446 (0.0116 – 26%)	0.98	0.0661 (0.0236 – 35%)	0.89
§2	0.0396	0.0315 (0.00986 – 31%)	0.98	0.0459 (0.0237 – 51%)	0.99
S3	0.0450	0.0459 (0.0043 – 9%)	0.93	0.0856 (0.024 – 29%)	0.96
S4	0.0403	0.0415 (0.0042 – 10%)	0.98	0.0966 (0.0218 – 22%)	0.96
S5	0.0479	0.0480 (0.0045 – 9%)	0.95	0.0942 (0.0174 – 18%)	0.98
S6	0.0422	0.0450 (0.0032 – 7%)	0.94	0.0873 (0.0216 – 24%)	0.98
S7	0.0450	0.0457 (0.0066 – 14%)	0.91	0.0776 (0.0232 – 30%)	0.99
S8	0.0462	0.0468 (0.0056 – 12%)	0.98	0.0686 (0.0171 – 25%)	0.30
S9	0.0512	0.0516 (0.0029 – 5%)	0.89	0.0977 (0.0216 – 22%)	0.94
Moyenne	0.0445	0.0445 (0.0059 – 14%)	0.94	0.0800* (0.0217 – 28%)	0.89
<i>Inter SD</i>	<i>0.0037</i>	<i>0.0056 (0.0030 – 8%)</i>	<i>0.03</i>	<i>0.0172 (0.0027 – 10%)</i>	<i>0.22</i>

Tableau 38 - Valeurs moyennes des moments d'inertie par approche et par sujet. §: Sujet féminin. * $P < 0.001$ - ANOVA

Sujet	Référence			Classique			Direct		
	S (<i>intra SD</i>)	<i>SI_{MT}</i>	<i>r</i>	S (<i>intra SD</i>)	<i>SI_{MT}</i>	<i>r</i>	S (<i>intra SD</i>)	<i>SI_{MT}</i>	<i>r</i>
S1	122.6 (17.1)	0.9	0.97	130.1 (49.9)	2.5	0.98	133.2 (51.9)	2.6	0.99
§2	73.5 (20.3)	2.6	0.81	62.5 (34)	4.4	0.95	62.5 (37.2)	4.7	0.93
S3	131.1 (23.5)	1.7	0.95	127.0 (34.1)	2.5	0.98	116.4 (34.8)	2.5	0.99
S4	156.2 (44.3)	2.8	0.97	147.9 (59.4)	3.9	0.98	148.1 (75)	4.9	0.98
S5	141.8 (22.4)	1.5	0.95	139.9 (34.4)	2.3	0.98	117.5 (36.6)	2.5	0.99
S6	133.7 (14.6)	0.7	0.95	143.2 (24.7)	1.2	0.98	114.8 (24.3)	1.1	0.97
S7	142.3 (25.2)	1.4	0.97	146.6 (39.1)	2.1	0.97	120.4 (33.8)	1.8	0.96
S8	115.5 (27.6)	1.8	0.82	119.8 (42.5)	2.8	0.88	107.1 (43.7)	2.7	0.80
S9	196.3 (20.3)	1.0	0.97	198.8 (30.9)	1.6	0.98	171.8 (26.9)	1.4	0.98
Moyenne	134.8 (23.9)	1.5	0.93	135.1 (38.8)	2.4	0.96	121.3 (40.5)	2.5	0.959
<i>SD</i>	32.8 (8.6)	0.7	0.07	35.4 (10.5)	1.0	0.04	29.9 (15.3)	1.3	0.06

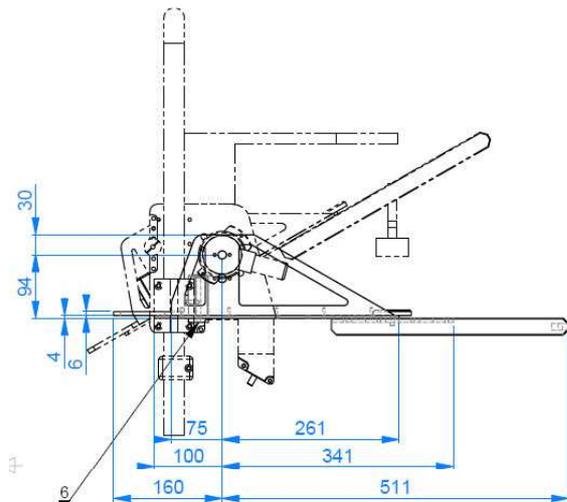
Tableau 39 - Valeurs moyennes des raideurs (Nm/rad) par approche par sujet. §: Sujet féminin

Calcul de l'inertie du système en mouvement

Afin d'obtenir une estimation précise de l'inertie du système en mouvement (pédalier et pied du sujet), le calcul c'est effectué en deux étapes, une pour chaque composant du système.

Inertie du pédalier

A partir des données fournies par le constructeur (Figure 75), un modèle CAO du pédalier a été créé (Figure 76) à l'aide du logiciel de conception Autodesk Inventor © 2011.



No. ARTICLE	NUMERO DE PIECE	DESCRIPTION	pour tarcer /Quantité	Weight
1	080174-10202	FLASQUE	2	246.24 gr
2	080174-10203	PLATINE PEDALE	1	528.52 gr
3	080174-10204	PASTILLE	1	154.30 gr
4	080174-10208	SUPPORT MARTEAU	1	114.73 gr
5	080174-10209	POIGNEE	1	1926.25 gr
6	080174-10216	PLAQUE DE BRIDAGE	1	44.70 gr
7	080174-10220		1	102.63 gr

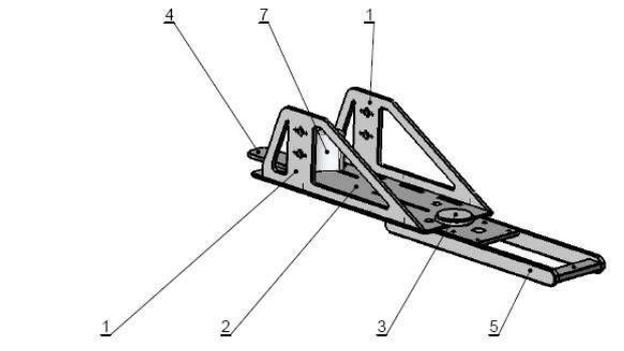


Figure 75-Dimensions et masses des matériaux composants le pédalier

La masse du modèle CAO (en négligeant les composants #4, 5, 6 et 7 car trop légers ou non montés sur le pédalier fourni), était estimée à 1.167 Kg vs. 1.175 Kg la masse réelle obtenue en additionnant les masses des composants. L'erreur massique de reconstruction était donc estimée à 7g (<1%).

A partir du modèle CAO, le logiciel fourni les moments d'inerties par rapport au centre de gravité du pédalier et des axes du repère globale (en l'occurrence l'axe de rotation d'intérêt: axe Z en bleu, Figure 76). Connaissant les coordonnées 3D du centre de rotation (O) et du centre de masse dans ce même repère globale, le tenseur inertiel est donc transformé au centre de rotation, par le théorème de Huygens:

$$[I]_O = [I]_G + m_{\text{pédalier}} \times \|\vec{\Delta} \wedge \vec{OG}\|^2$$

Ou $\vec{\Delta}$ sont les 3 vecteurs unitaires du repère global.

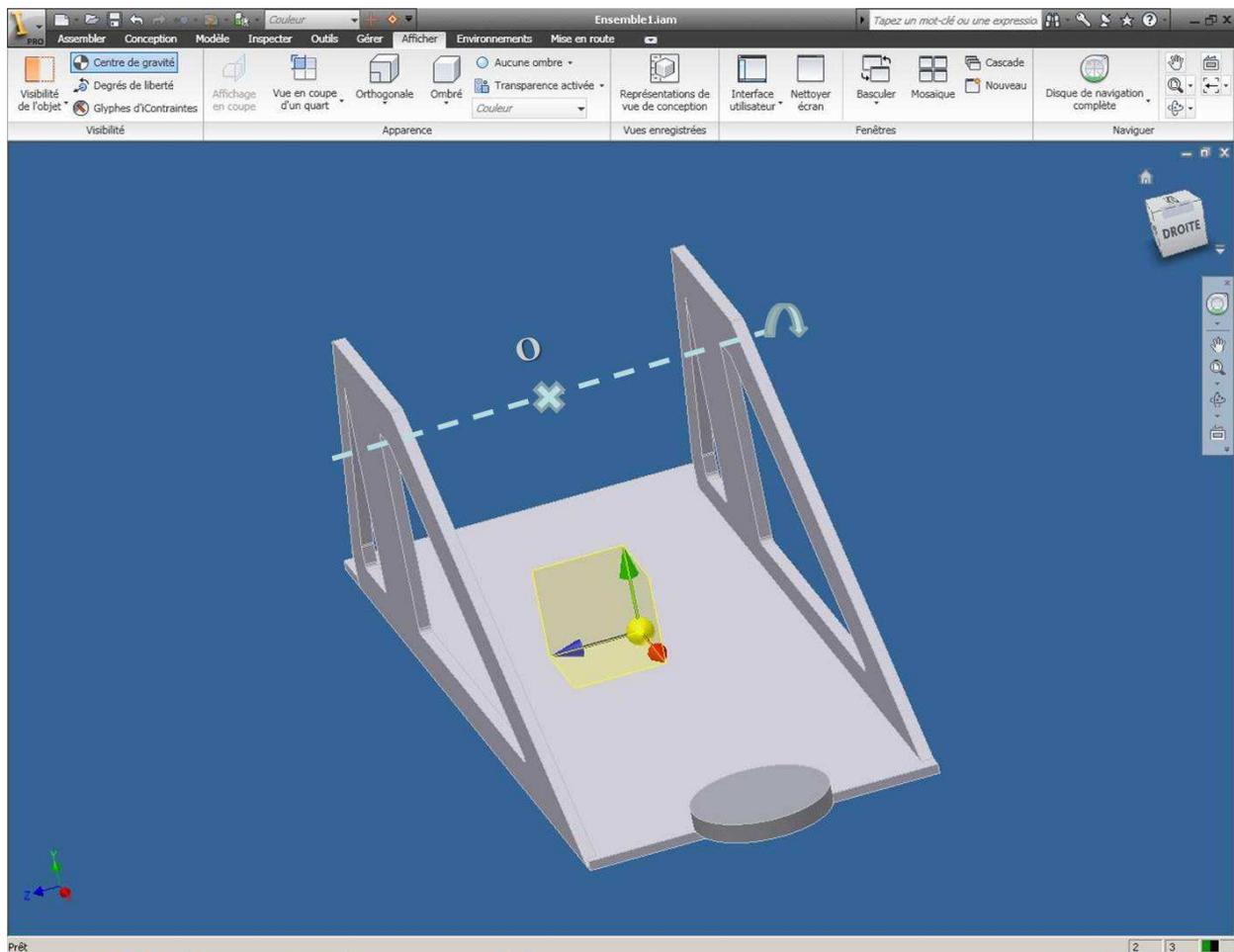


Figure 76-Modèle CAO du pédalier

Ainsi au bout du calcul nous obtenons le tenseur inertiel au centre de rotation (O), $[I]_O$ qui est une matrice $[3 \times 3]$. La valeur d'intérêt est le 3ème terme de la diagonale de cette matrice, correspondante au moment d'inertie du pédalier autour de l'axe de rotation Z.

Inertie du pied au centre de la cheville

En fonction des données existantes sur le sujet, l'inertie du pied était calculé, soit en utilisant sa reconstruction 3D, sinon en utilisant les équations de régression calculées (cf. chapitre 2) et une approximation géométrique.

Cas où la reconstruction 3D du pied était disponible

Tous les sujets témoins ayant participé à l'étude (chapitre 3 des travaux personnels), ont également participé à l'étude précédente (cf. chapitre 2 des travaux personnels). Ainsi pour chaque sujet, une reconstruction 3D personnalisée du pied était déjà disponible (i.e. Figure 77) et les moments d'inertie autour des axes de rotations également (au centre de masse du pied et notamment autour de l'axe Z correspondant à l'axe bi-malléolaire, supposé confondu avec celui du pédalier).

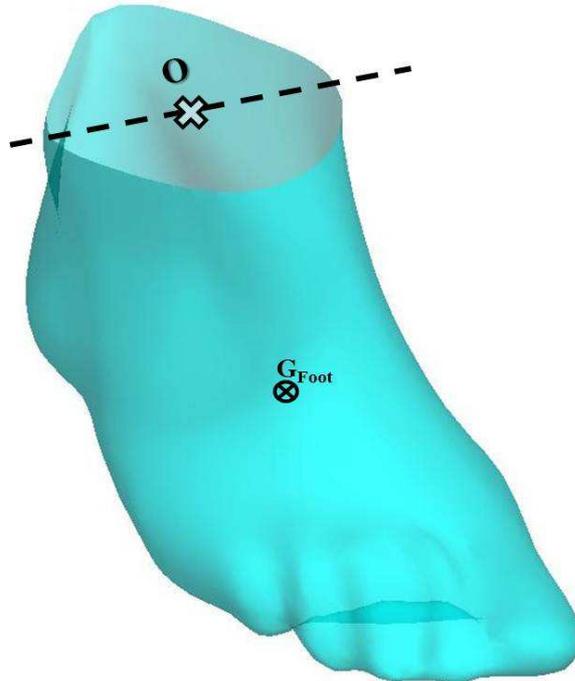


Figure 77-Modèle de pied reconstruit avec centre de masse (G_{Foot}) et centre de rotation de cheville (O)

Sur ces reconstructions, connaissant la position du centre articulaire de la cheville (milieu du segment joignant les malléoles) et en utilisant le principe de Huygens généralisé, le moment d'inertie du pied au centre de la cheville (supposé aligné avec le centre du pédalier) était obtenu.

$$[I]_O = [I]_{G_{Foot}} + m_{Foot} \times \|\vec{\Delta} \wedge \overrightarrow{OG_{Foot}}\|^2$$

Où la masse du pied m_{Foot} était également disponible (masse de référence). La valeur d'intérêt est également le 3ème terme de la diagonale de cette matrice obtenue, correspondante au moment d'inertie du pied autour de son axe de rotation bi-malléolaire.

Sans reconstruction 3D

Pour les sujets (sains et âgés) ayant participé à l'étude de l'équilibre (cf. chapitre 4), l'estimation du moment d'inertie du pied autour de l'axe a été fait de la façon suivante: tout d'abord le moment d'inertie au centre de masse du pied (G_{Foot}) a été calculé à l'aide des équations de régressions établies dans le chapitre précédent (cf. chapitre 2).

Ensuite à l'aide des estimations décrites dans l'illustration ci-dessous (Figure 78), la distance plane entre le centre de masse du pied et le centre de rotation du pédalier a été calculée comme suit:

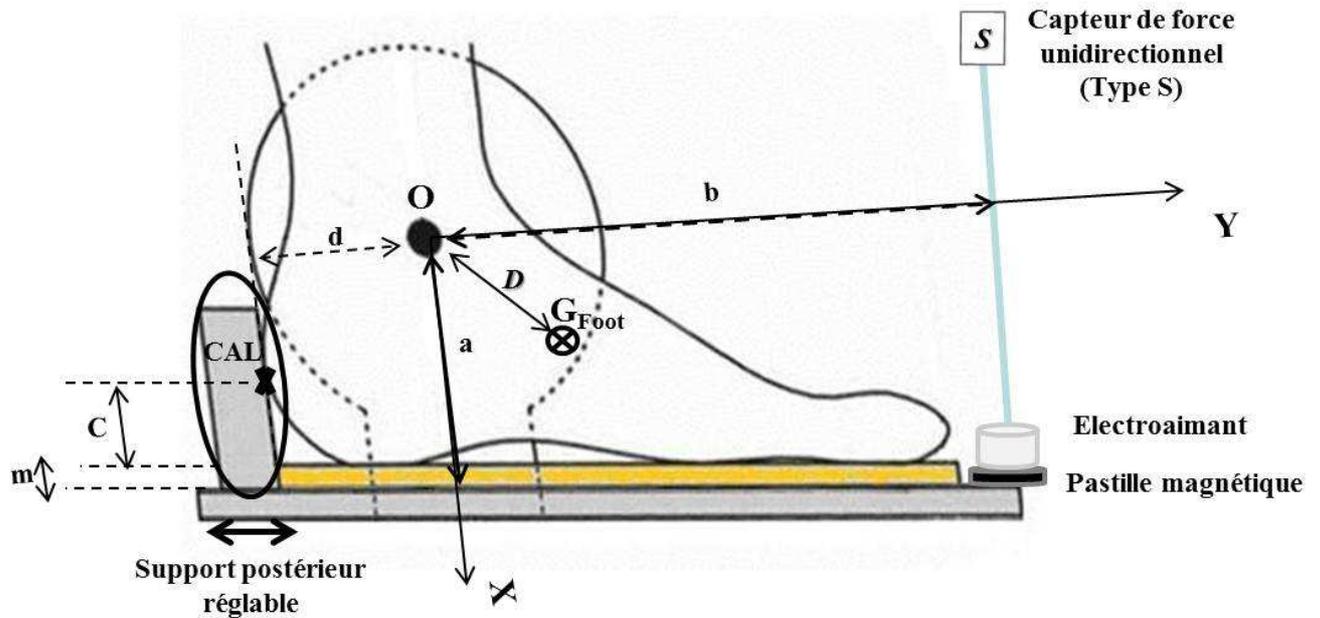


Figure 78-Illustration 2D du pied et pédalier

Les distances suivantes étaient fixes :

- $C = 1\text{cm}$ (distance entre plante du pied et calcanéum, estimée à partir des données moyennes de reconstruction du chapitre 2)
- $a = 9.4\text{cm}$ (hauteur fixe de l'axe de rotation du pédalier)

Les distances suivantes étaient réglables :

- d : en positionnant le support postérieur
- m : épaisseur de la planche de bois utilisée ($[0 - 2.5]$ cm)

La distance CAL- G_{Foot} était calculée à partir des équations de régressions proposées pour la position longitudinale du centre de masse ($G_{X-LW} = f(L, W)$).

Ainsi les décalages entre O et G_{Foot} étaient connus selon X ($a - (C + m)$) et Y ($G_X - d$) et la distance euclidienne D était par la suite calculée ($D = \sqrt{X^2 + Y^2}$).

Le moment d'inertie du pied était ensuite obtenu en utilisant le théorème de Huygens (cas des axes parallèles) :

$$I_O = I_{G_{\text{Foot}}} + m_{\text{Foot}} \times D^2$$

Avec la masse du pied également estimée à l'aide des équations de régressions établies ($m_{\text{Foot-LW}} = f(L, W)$).

Inertie totale

Une fois la vérification de l'alignement approximatif des axes et centres de rotation (Figure 79),

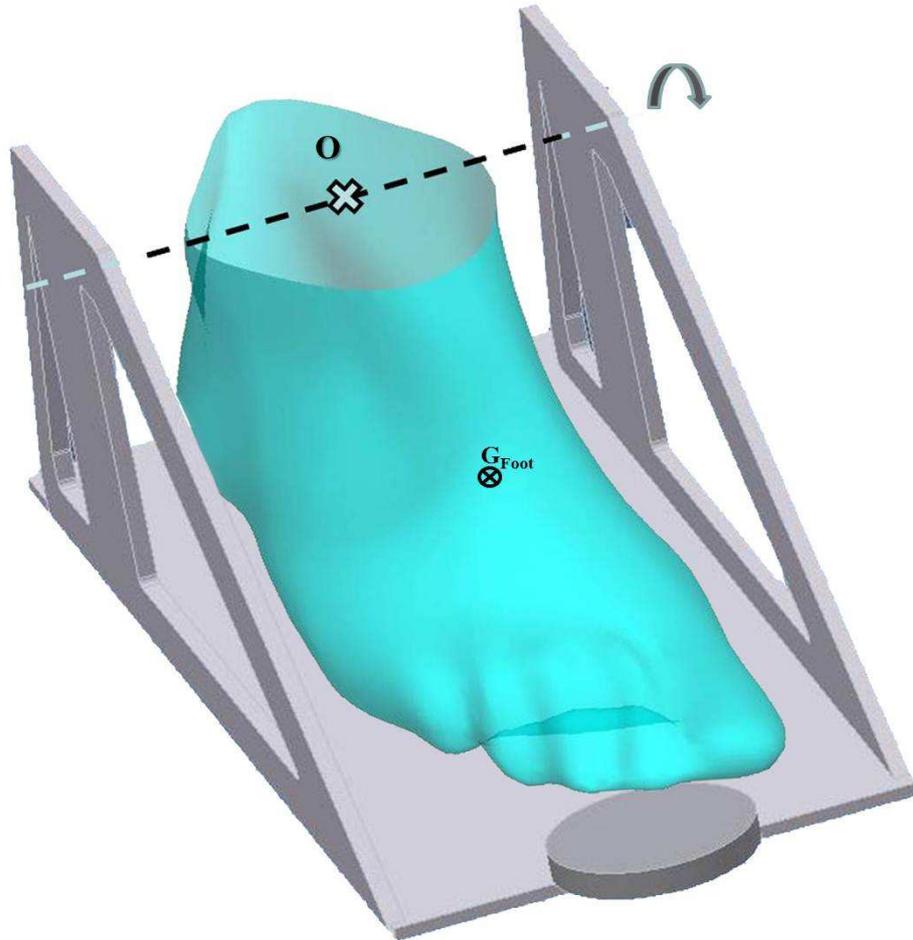


Figure 79-Modélisation 3D de l'ensemble pied - pédalier. O centre de rotation du pédalier et de la cheville, G_{Foot} centre de masse du pied

Le moment d'inertie global du système par sujet était donc obtenu en additionnant les 2 valeurs d'inerties calculées. Le poids et effet des planches en bois a été négligé vu leur faible masse (120g masse maximale pour la planche la plus épaisse), par rapport à celle de tout le système (~2Kg).

Calculs des paramètres stabilométriques

Dans cette partie, les méthodes de calcul et explications de tous les paramètres stabilométriques calculés sont exposés.

Paramètres de positionnement

Un repère normé plan (lié à la BOS) a été défini à l'aide des marqueurs (Figure 80), sa définition a été faite comme suit:

- Axe antéropostérieur : droite passante par le milieu des hallux (HAL D – HAL G) et le milieu des calcanéums (CAL G – CAL D), orienté antérieurement
- Axe médio latéral : milieu (HAL D-CAL D) – milieu (HAL G-CAL G), orienté vers la droite du sujet
- Origine : intersection des axes

Les paramètres suivants ont d'abord été calculés :

- Coordonnées de la position moyenne du COP (antéropostérieur AP_Moy et médio latéral ML_Moy), par rapport à ce repère local. Ces paramètres permettent d'identifier l'anté/rétropulsion et la 'jambe de bois' du patient (entre autre la jambe dominante sur laquelle il prend son appui).
- La distance postérieure (Marge_Pos): distance 2D entre la position moyenne du COP et le segment joignant les marqueurs du calcanéum (CAL).

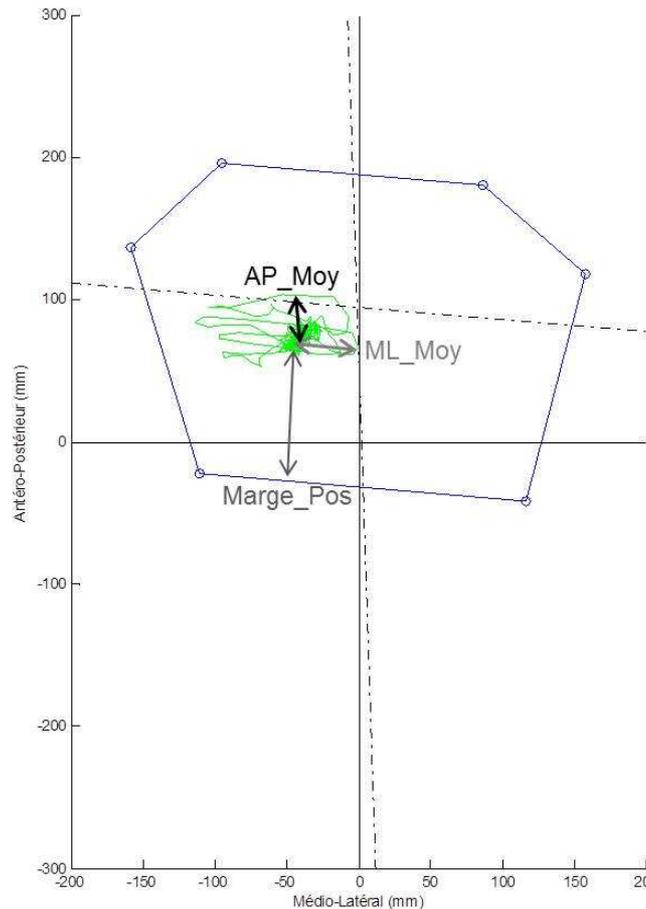


Figure 80 - Exemple de vue du statokinésigramme sur la plateforme de force. Les axes du repère BOS sont dessinés en pointillés, avec la direction antéropostérieure (AP) en longueur et médiolatéral (ML) en largeur.

- La direction d'oscillation ($MDir$ en $^{\circ}$): angle entre le grand axe de l'ellipse de confiance (cf. Paramètres surfaciques) (Figure 81) et l'axe antéropostérieur de la plateforme. Ce paramètre permet d'identifier la direction principale d'oscillation du patient et en fonction de son signe permet de savoir si le sujet oscille vers sa droite (angle > 0) ou sa gauche (angle < 0).

Paramètres statistiques spatio-temporels (SSS)

Ils englobent les paramètres de statistique descriptive de base (Prieto et al. 1996) et comprennent:

- la distance moyenne (mm) parcourue par le COP, par rapport à sa position moyenne :

$$MD = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |X_{COP}(i) - \bar{X}_{COP}|$$

- le RMS (root-mean-square) représentatif de la distribution spatiale (mm):

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |X_{COP}(i) - \bar{X}_{COP}|^2}$$

- l'amplitude max (mm) : $RANGE = \max(X_{COP}) - \min(X_{COP})$

- la longueur totale de la trajectoire du COP (mm) : $SP = \sum_{i=1}^{n-1} |X_{COP}(i+1) - X_{COP}(i)|$
- la vitesse moyenne de déplacement (mm/s) ainsi que sa dispersion (RMS de la vitesse $-mm/s$):

$$MV = \frac{1}{n-1} \times \frac{n}{T} \sum_{i=1}^{n-1} |X_{COP}(i+1) - X_{COP}(i)|$$

$$RMS_V = \sqrt{\frac{1}{n-1} \times \left(\frac{n}{T} \sum_{i=1}^{n-1} |X_{COP}(i+1) - X_{COP}(i)| \right)^2} = \sqrt{\frac{n^2}{T^2 \times (n-1)} \times \sum_{i=1}^{n-1} |X_{COP}(i+1) - X_{COP}(i)|^2}$$

- la fréquence moyenne (Hz), dérivé de la distance et vitesse moyenne en supposant une oscillation sinusoïdale du COP, obtenue par la formule corrigée proposée par Maurer & Petereka (2005):

$$MF = \frac{MV}{4 \times \sqrt{2} \times MD}$$

Tous ces paramètres sont calculables suivant chacune des directions (signal AP et ML), ainsi que sur le signal plan (2D).

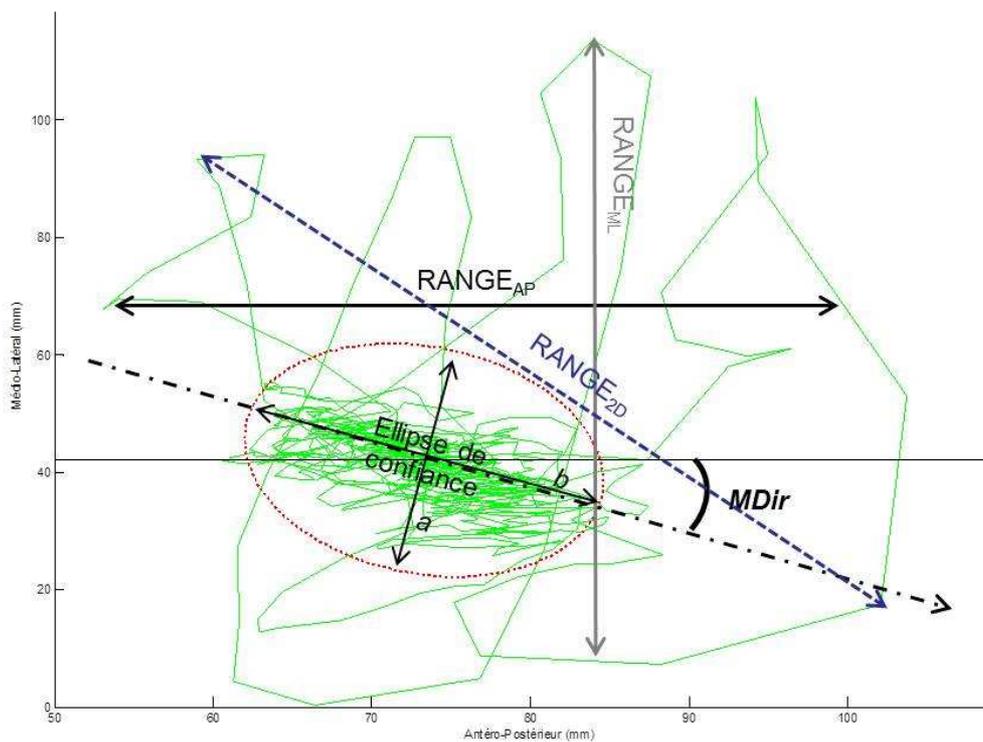


Figure 81 - Vue rapprochée du statokinésigramme. Illustrations de quelques paramètres stabilométriques spatio-temporels

Paramètres surfaciques

- Surface de l'ellipse de confiance (mm^2): pour le calcul de la surface, plusieurs techniques de 'fitting' d'ellipses ont été testées, mais le choix a finalement été fixé à l'algorithme proposé par Oliveira (Oliveira 1996), ou le calcul du grand et petit axe (b et a - Figure 81) de l'ellipse et de la

surface est basé sur une analyse en composante principale, qui va aller chercher la zone de plus forte concentration des points. Puis l'aire est calculée par la formule :

$$S = \pi \times b \times a$$

- Surface de la trajectoire plane (mm^2): elle correspond à la surface englobant l'ensemble de la trajectoire 2D (Prieto et al. 1996), obtenue par double intégration numérique des signaux antéro

$$\text{postérieur } (X_{COP}) \text{ et médio latéral } (Y_{COP}): SA = \int_{Y_{\min}}^{Y_{\max}} \int_{X_{\min}}^{X_{\max}} X_{COP} \cdot Y_{COP} dx dy$$

Paramètres fréquentiels

L'analyse spectrale a été réalisée sur l'intervalle (0-10 Hz) étant donné l'hypothèse sur les fréquences utiles du signal stabilométrique. Tout d'abord la fonction de densité spectrale de puissance ($G(f)$ ou DSP) unilatérale du signal stabilométrique (AP, ML et 2D) est calculée par transformée de Fourier discrète ou FFT (Bendat & Piersol 2000). Les moments spectraux μ_k (à partir desquels les paramètres fréquentiels sont extraits) ont ensuite été calculés pour $k = 0, 1$ et 2 .

$$\mu_k = \sum_{i=1}^j (i \times \Delta f)^k \times G(i \times \Delta f) \text{ avec } \Delta f \text{ l'incrément fréquentiel.}$$

Pratiquement cet incrément dépend du nombre de points utilisés lors du calcul de la FFT du signal. En général, l'algorithme cherche le premier entier supérieur au nombre de points échantillonnés n ($=1000$) et appartenant à la base logarithmique 2. Dans notre cas 1024 ($=2^{10}$) points ont été échantillonnés dans le domaine fréquentiel et donc l'incrément Δf était égale à $0.0195 \text{ Hz } (=20 (F_{\text{éch}}) / 1024)$, ce qui donne approximativement 513 points ($j = 513$) discrétisé dans le domaine fréquentiel d'étude ($f_i = [0:0.0195:10] \text{ Hz}$). On suppose que cet intervalle d'étude recouvre toute la bande passante du signal COP, étant donné que moins de 1% de la puissance spectrale se situe au-dessus de 10 Hz (Dichgans et al. 1976). A partir de ces fonctions numériques (f , G et μ_k), les paramètres suivants sont extraits (Prieto et al. 1996, Maurer & Petereka 2005), comme illustré sur la Figure 82:

- La puissance totale du spectre fréquentiel (mm^2): obtenue en calculant l'aire sous la courbe de densité de puissance spectrale (DSP)

$$TP = \mu_0 = \sum_{i=1}^m G(i \times \Delta f) \approx \sum_{i=1}^n X_{COP}(i)^2$$

- Les fréquences (Hz) correspondantes à 50 et 95% de la puissance totale du spectre:

$$P_{50} = f(u) / \sum_{i=1}^u G(i \times \Delta f) \geq 0.5 \times \mu_0$$

$$P_{95} = f(v) / \sum_{i=1}^v G(i \times \Delta f) \geq 0.95 \times \mu_0$$

- La fréquence centroidale (Hz), autour de laquelle la densité spectrale est le plus concentrée:

$$CF = \sqrt{\frac{\mu_2}{\mu_0}}$$

- La dispersion des fréquences, représentatif de la variabilité des fréquences où l'on observe des pics importants de puissance, donnée par la formule:

$$FD = \sqrt{1 - \frac{\mu_1^2}{\mu_0 \times \mu_2}}$$

Ce paramètre est également un indicateur du degré de déterminisme dans le déplacement du COP. Par exemple pour un signal sinusoïdal ne contenant qu'une seule fréquence, $FD = 0$ et pour un signal bruit (ou aléatoire) $FD = 1$.

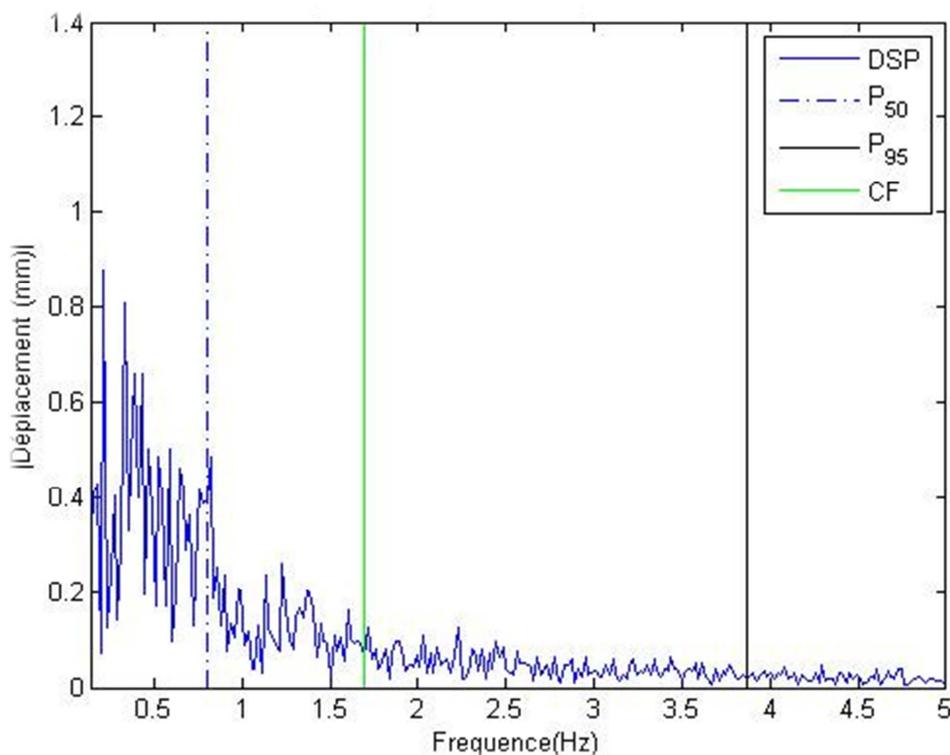


Figure 82 - Fonction de densité spectrale de puissance (DSP). Exemple pour le signal de déplacement 2D avec les paramètres fréquentiels extraits

Afin de réduire le nombre de paramètres à analyser, l'ensemble des paramètres fréquentiels ont uniquement été calculé suivant la direction AP et plan (2D), comme proposé par Rochci (2004).

Paramètres stochastiques

La notion de paramètres stochastiques calculables à partir du signal de diffusion ou SDP ('Stabilogram Diffusion Plot') a été introduite en stabilométrie par Collins et De Luca (Collins & De Luca 1993). En fait comme tout processus physiologique, le déplacement du COP durant la station debout montre une propriété fractale (Duarte & Zatsiorsky 2000), exprimée en termes de 'similarité statistique propre'. Ainsi il existerait une relation décrivant comment une variable statistique mesurée

dépend de l'échelle de mesure. Donc, il serait plus intéressant de voir comment la variable change avec la résolution, plutôt que de s'intéresser à la valeur même à une résolution donnée (i.e. valeurs max pour les paramètres statistiques présentés plus haut). Ainsi, Collins et De Luca (1994) ont montré que les fluctuations du COP ne sont pas uniquement aléatoires et dépendent de l'échelle temporelle d'observation.

Cette approche est une généralisation de la loi d'Einstein sur les mouvements Brownien classiques et permettrait d'obtenir des informations en termes de contrôle moteur. Utilisée à la base pour étudier des modèles financiers (Mandelbrot & Van Ness 1968), le principe de cette analyse fractale suggère que le signal temporel (déplacement du COP) est une combinaison de phénomènes déterministes et stochastiques (ou aléatoire i.e. 'two way random walk') corrélés. Pour ce type de phénomène, il existe une relation linéaire entre la moyenne du carré des déplacements (parcourue par le COP) et les intervalles de temps de mesure. Cette relation peut être modélisée selon la loi d'Einstein sur les mouvements Browniens classiques:

$$\langle \Delta r^2 \rangle \sim 2D \times \Delta t$$

Où $\langle \Delta r^2 \rangle$ représente la moyenne du carré des distances entre chaque paire de points du statokinésigramme, séparées par l'intervalle de temps Δt (Figure 83) et D le 'coefficient de diffusion' linéaire. Une illustration typique de la forme d'un SDP est montrée ci-contre (Figure 84) et le paramétrage de ce graphe se fait par l'identification de 2 régions: court (s pour short) et long (l) termes, basées sur l'ordre de grandeur des intervalles de temps Δt . Ces 2 régions sont séparées par un point de transition ('point critique') où la pente de la courbe va considérablement changer (Figure 84).

Le calcul numérique de ces distances par intervalle de temps s'est fait à l'aide de la formule suivante (Maurer & Petereka 2005):

$$\langle \Delta r_{COP}^2(m) \rangle_{\Delta t} = \frac{1}{n-m} \sum_{i=1}^{n-m} [X_{COP}(i+m) - X_{COP}(i)]^2$$

Où m représente l'espacement des points (ou incrément spatial) correspondant à chaque Δt (incrément temporel). Pratiquement, la période d'échantillonnage $T = 0.05$ s ($= 1/F_{éch}$) donne l'espacement temporel entre 2 points consécutif de la matrice ou les points ont été stockés. Les Δt analysés ont été fixés à la fenêtre [0.05: T : 12.8] secondes (Chiari et al. 2000), ainsi les valeurs de m appartiennent à l'intervalle [0.05/ T 12.8/ T], donc variaient entre 1 et 256 (points d'espacement pour le calcul des distances). L'affichage des courbes ($\langle \Delta r^2 \rangle = f(\Delta t)$) donne le graphe du SDP, qui a généralement la forme suivante (Figure 84), avec une phase de 'croissance' exponentielle (région s), puis un plateau asymptotique (région l):

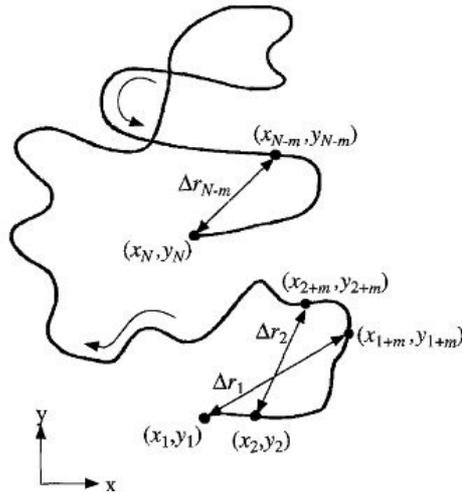


Figure 83 - Calcul des distances par paires de points (figure adapté de Collins 1995)

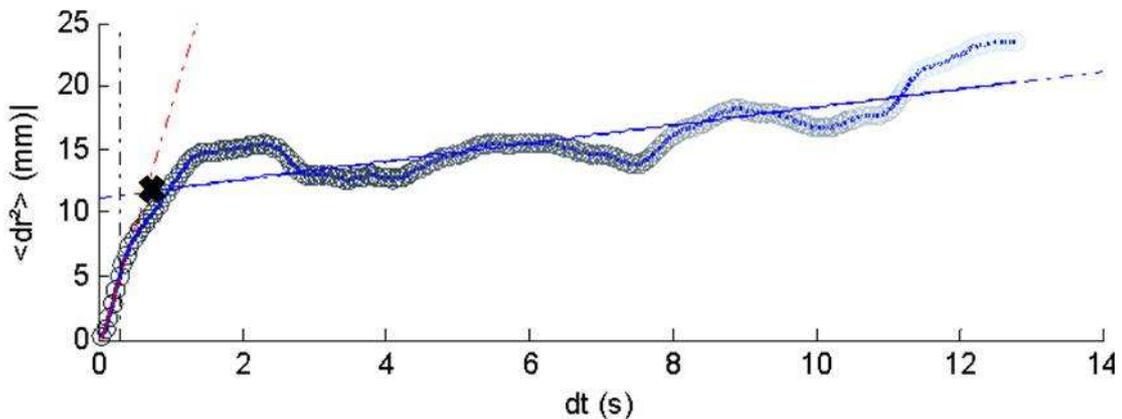


Figure 84 - Exemple de signal de diffusion linéaire du COP avec les droites de régressions correspondantes aux régions court et long termes et le 'point critique'

Comme en réalité, il a été démontré que la trajectoire du COP n'est pas tout-à-fait équivalente à un ensemble de phénomènes aléatoires non corrélées (ou 'uncorrelated random walks'), due à l'intervention des mécanismes de contrôle postural (Collins & De Luca 1994, 1995). Une approche non-linéaire du type 'mouvements Brownien fractionnaire', a également été introduite à l'échelle exponentielle, pour analyser la dynamique des mécanismes qui régulent l'activité du COP, selon la loi de puissance (Barber & Ninhan 1970) :

$$\langle \Delta r^2 \rangle \sim \Delta t^{2H}$$

Où H représente le coefficient de 'Hurst' (ou 'scaling exponent'), qui donne une information sur le comportement en résolution ou bruit du signal stabilométrique (position vs. temps). A noter que la loi classique est un cas particulier de la loi de puissance, pour $H = 0.5$ si le signal est purement aléatoire.

Pratiquement, pour l'analyse non-linéaire, le signal précédent est transformé à l'échelle logarithmique - $\log \langle \Delta r^2 \rangle = f(\log \Delta t)$ - en prenant soin d'uniformiser la distribution des points (Figure 85) sur l'échelle temporelle logarithmique ($N = 56$ points, uniformément distribué entre $\log(0.05)$ et $\log(12.8)$ – Chiari et al. 2000).

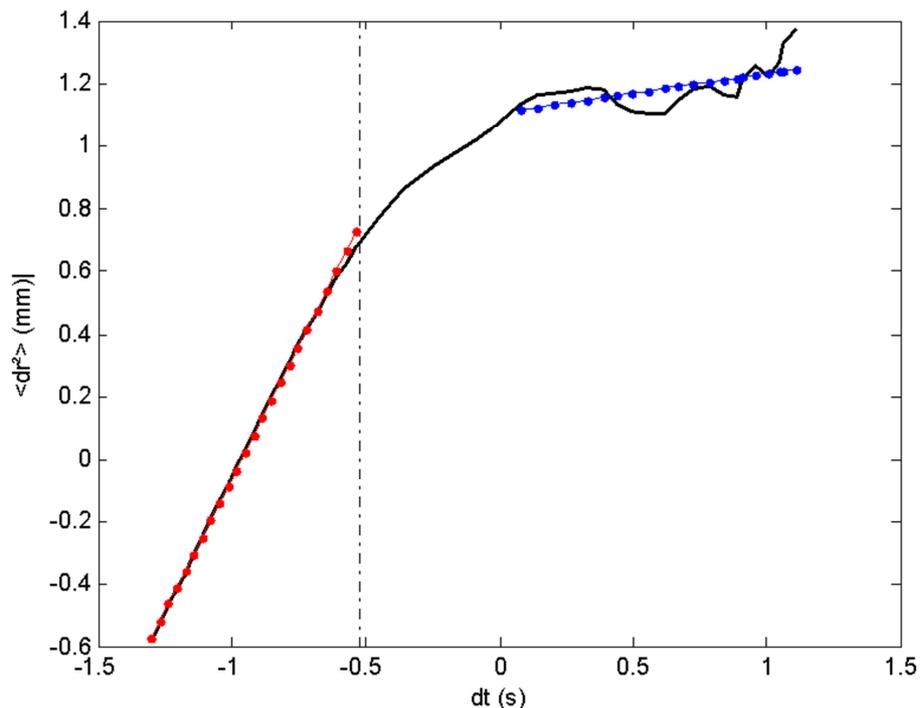


Figure 85 - Exemple de signal de diffusion à l'échelle logarithmique du COP avec les régions court (rouge) et long (bleu) termes

Définition des intervalles de temps

Théoriquement, chaque graphe se départage en 3 zones différentes: la 1ère représente la tendance court-terme du COP et correspond à la partie de la courbe ayant une croissance exponentielle (sur les petits intervalles de temps, $[\Delta t_0 - \Delta t_1]$); suivie d'une zone de 'transition' $[\Delta t_1 - \Delta t_2]$ et ensuite une zone correspondante à la tendance long-terme $[\Delta t_2 - \Delta t_3]$, ou la courbe commence à converger suivant une asymptote quasi-horizontale. Dans les algorithmes déjà publiés, la délimitation des zones est soit prédéfinie (fixe pour tous les sujets avec $\Delta t_1 = 0.3$ et Δt_2 pris dans l'intervalle $[0.035 - 2.5]$ sec par exemple Chiari et al. 2000), ou effectuée manuellement en fonction de la forme de la courbe.

Etant donnée la variabilité interindividuelle de cette courbe entre les sujets, nous avons automatisé la technique de détection des intervalles de temps de la manière suivante: tout d'abord un calcul des points des extrémums est fait (points où la dérivé du 1^{er} ordre est nulle - $\frac{df(\Delta t)}{d\Delta t} = 0$), ensuite en fonction du nombre d'extrémums identifiés (e), une technique de 'clustering' a été appliquée (méthode 'K-means') au signal $\langle dr^2 \rangle$, afin d'identifier les limites des (e+1) régions (ou 'clusters'). La zone court-terme (s) correspondait toujours au 1^{er} 'cluster' de points et la zone long-terme à l'ensemble des autres à partir du 3^{ème} (Figure 86).

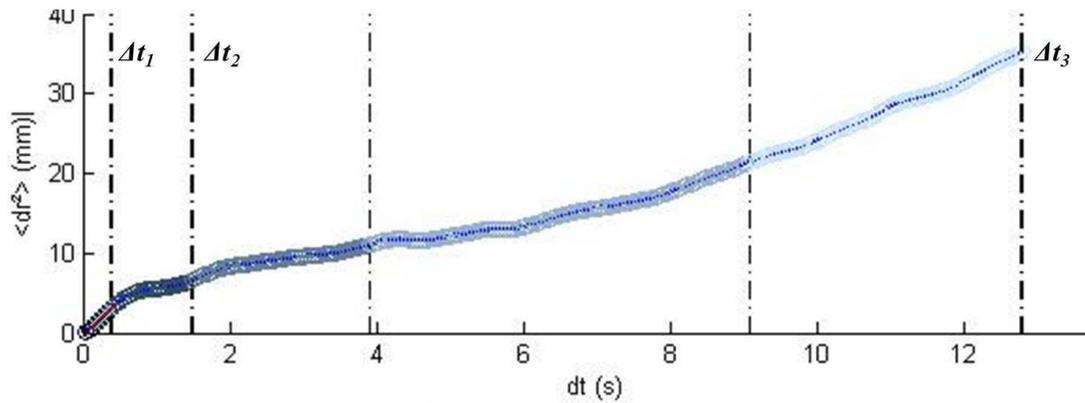


Figure 86 - Exemple de sélection des intervalles de temps (échelle linéaire)

A l'échelle logarithmique, les graphes étaient assez répétitifs, et la méthode de 'clustering' restait la même (Figure 87):

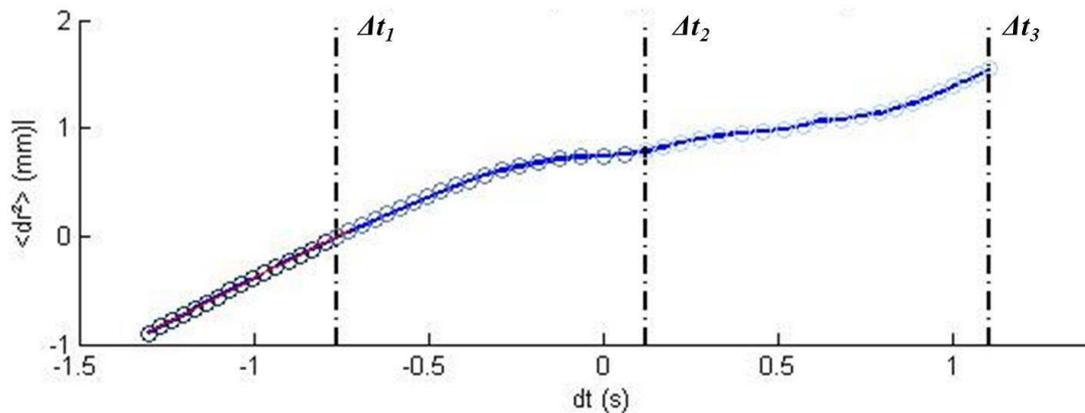


Figure 87 - Exemple de sélection d'intervalles de temps (échelle logarithmique)

Calcul des paramètres

Tout d'abord, la dimension fractale (sans unité) indiquant la nature stochastique du phénomène a été calculé: entre un déplacement en ligne droite ($FractalD = 1$) et un déplacement purement aléatoire ou 'random walk' ($FractalD = 2$). Pratiquement, cette valeur est également représentative du degré de remplissage du statokinésigramme (Katz & George 1985) :

$$FractalD = \frac{\log(N)}{\log(N) + \log\left(\frac{RANGE}{\sum_{i=1}^{N-1} |\Delta r_i|}\right)}$$

Pui, pour chaque signal obtenu et sur chacun des deux intervalles (court et long termes), une droite aux moindres carrés est régressée. L'analyse du SDP consiste en l'extraction d'un set de 6 paramètres:

- Les coefficients de diffusion linéaire ‘effective’ (court D_s et long D_l termes), correspondants à la moitié de la pente des droites de régression (i.e. Figure 84):

$$\langle \Delta r^2 \rangle = \begin{cases} 2D_s \times \Delta t + k_s & \text{pour } \Delta t \leq \Delta t_1 \\ 2D_l \times \Delta t + k_l & \text{pour } \Delta t > \Delta t_2 \end{cases}$$

Ces coefficients reflètent le degré d’activité stochastique et/ou énergie du COP des mécanismes respectifs en boucle ouverte (sans feedback sensoriel) et fermée (activation du feedback) du contrôle postural.

- Les coordonnées du ‘point critique’ $(\Delta t_c, \langle \Delta r_c^2 \rangle)$, correspondant au point d’intersection entre les droites de régressions court et long termes (i.e. point jaune sur la Figure 84). Cet intervalle définit l’instant de transition entre les régions courts et long termes et caractérise d’un point de vue spatial et temporel l’instant où le système de contrôle postural passe du mode boucle ouverte en boucle fermée.

Une autre approche existe pour la détermination de ce point (Rougier 1999), qui stipule qu’à l’instant de transition, le processus (dynamique du COP) est purement aléatoire ($H = 0.5$), ainsi l’algorithme propose de chercher sur le signal logarithmique (i.e. Figure 87), le point où la dérivée est égale à 0.5. Cependant en pratique nous avons remarqué que ce point n’existe pas réellement chez tous les sujets et les valeurs obtenues en cherchant le point le plus proche, étaient similaires entre les 2 groupes, d’où la proposition d’une méthode ‘hybride’ en utilisant une approche de ‘clustering’ pour délimiter les différents régimes de la dynamique du COP.

- Les coefficients de diffusion exponentiels ou coefficients de ‘Hurst’ (court H_s et long H_l termes), correspondant à la moitié de la pente des droites de régression:

$$\log \langle \Delta r^2 \rangle = \begin{cases} 2H_s \times \log \Delta t + K_s & \text{pour } \Delta t \leq \Delta t_1 \\ 2H_l \times \log \Delta t + K_l & \text{pour } \Delta t > \Delta t_2 \end{cases} \quad (0 \leq H \leq 1)$$

D’un point de vue statistique, H quantifie la corrélation entre les pas d’incrément d’un signal temporel. Théoriquement, si $H = 0.5$ alors les incréments sont statistiquement indépendants en termes de déplacement, ce qui est le cas pour les mouvements Brownien classiques (mouvement purement aléatoires). Si $H > 0.5$ cela implique une corrélation positive entre les incréments précédents et futurs. Entre autre, si sur un intervalle Δt_i le COP se déplace suivant une certaine direction, alors pour $\Delta t_j > \Delta t_i$ le COP va respecter la même tendance (comportement ‘persistant’). De manière plus générale, une tendance croissante (ou décroissante) de la distance parcourue dans le passé, implique que cette distance va continuer à augmenter (ou diminuer) dans le futur. D’autre part, si $H < 0.5$, les phénomènes stochastiques sont négativement corrélés (comportement ‘anti-persistant’) et donc une tendance croissante (décroissante) sera suivie par une décroissance (croissance) de la distance. Physiologiquement parlant, ces coefficients reflètent le

comportement dynamique des mécanismes de contrôle postural en boucle ouverte ($H_s > 0.5$) et fermée ($H_l < 0.5$).

Ces paramètres ont uniquement été calculés sur le signal de déplacement 2D, entre autre $\langle \Delta r^2 \rangle$ représentait les moyennes des distances euclidiennes carrés entre les point du statokinésigramme, séparé par l'intervalle de temps Δt .

Corrélations paramètres stabilométriques – facteurs intrinsèques

Les corrélations identifiées en condition yeux ouverts (YO) sont présentés dans le tableau suivant (Tableau 40) :

Paramètre stabilométrique	Direction	Facteurs intrinsèque					R^2
		Taille	Masse	MFW	BOS	α	
MD	AP		x		x	x	0.93
	ML	x	x				0.39
	2D				x	x	0.46
RMS	AP	x			x	x	0.86
	ML	x	x				0.4
	2D			x		x	0.65
RANGE	AP	x		x			0.22
	ML	x					-0.39
	2D	x		x			0.36
SP		x				x	0.19
MV	AP	x	x		x	x	0.51
	ML	x				x	-0.27
	2D	x				x	-0.19
RMS_V	AP	x				x	-0.14
	ML	x					-0.29
	2D	x				x	-0.19
MF	AP	x				x	-0.22
	ML			x	x	x	0.15
	2D	x				x	-0.29
FractalD	2D	x	x			x	0.97
S		x					-0.48
SA		x		x			0.73
TP	AP	x			x	x	-0.13
	2D	x					0.38
P ₅₀	AP	x	x		x	x	0.52
	2D	x			x	x	-0.14
P ₉₅	AP	x	x		x	x	-0.03
	2D	x	x		x	x	-0.22

CF	AP	x	x		x	x	0.24
	2D	x			x	x	-0.52
FD	AP	x				x	0.87
	2D	x				x	0.79
Δt_c	2D	x			x		0.33
$\langle \Delta r_c^2 \rangle$	2D	x					-0.24
D_s	2D	x					-0.18
D_l	2D				x		0.36
H_s	2D		x	x			-0.18
H_l	2D			x	x	x	0.95

Tableau 40 – Facteur intrinsèque potentiellement lié (x) et coefficients de détermination de la régression multiple (R^2)

Résultats détaillés des paramètres stabilométriques

Paramètres de positionnement

Les valeurs numériques (moyennes) des paramètres de positionnements sont reportées dans le tableau suivant (Tableau 41).

Condition	YO		YF		Dual-Task		ProprioYO		ProprioYF	
	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés
AP_Moy (mm)	-14.9	-11.7	-12.3	-11.2	-10.7	-6.7	-7.1	4.7*	-6.5	-10.2
ML_Moy (mm)	-9.6	-16.5	-8.1	-18.2	-11.4	-17.8	-8.2	-14.6	-12.0	-14.9
Marge_Pos (mm)	124.4	120.3	126.9	119.9	128.4	124.1	138	156.7*	138.7*	150.8*
MDir (°)	1.8	18.5	1.8	-7.1	0.2	-2.7	1.5	-4	3.0	1.9

Tableau 41 - Moyennes des paramètres de positionnement (en gras différence significative entre les 2 groupes). *P < 0.05, Test de Wilcoxon (vs. Position de référence)

Paramètres statistiques sommaires (SSS)

Les valeurs numériques (moyennes) des scores(SSS) sont reportées dans le tableau suivant (Tableau 42).

Condition		YO		YF		Dual-Task		ProprioYO		ProprioYF	
Paramètre		Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés
MD (mm)	AP	3.9	4.3	4.1	4.6	4.5	4.7	8.3*	8.6*	9.6*	11.1*
	ML	2.2	3.0	1.9	2.8	1.9	2.7	5.2*	6.1*	6.2*	7.4*
	2D	4.7	6.0	4.5	6.2	5.3	5.9	10.1*	12.5*	12.5*	14.7*
RMS (mm)	AP	4.8	5.3	5.1	5.7	5.6	6.0	10.1*	10.8*	12.3*	13.8*
	ML	2.7	3.8	2.3	3.5	2.5	3.4	6.5*	7.6*	7.9*	9.4*
	2D	5.9	6.4	5.8	6.7	6.4	6.7	11.9*	13.4*	14.9*	16.4*
RANGE (mm)	AP	23.9	28.1	30.5*	30.6	31.7*	32.9	50.3*	56.0*	72.9*	75.6*
	ML	14.7	20.5	12.9	20.4	15.8	19.5	35.3*	40.5*	48.0*	54.2*
	2D	25.0	29.8	31.1	33.3*	32.5	34.0	52.3*	58.0*	74.0*	76.9*
<i>SP † (mm)</i>		316.3	1100.8	416.5*	1373.8*	485.3*	1120.4	903.9*	1891.8*	1537.6*	3001.8*
MV (mm/s)	AP	8.9	12.9	11.3*	17.3*	11.3*	14.6	17.7*	26.6*	29.1*	42.3*
	ML	4.9	8.7	5.6	10.4	7.9	7.9	12.8*	15.5*	18.9*	24.1*
	2D †	6.3	22.0	8.3*	27.5*	9.7*	22.4	18.1*	41.2*	30.8*	62.6*
RMS_V (mm/s)	AP †	6.3	22.2	9.3*	28.1*	10.3*	24.0	16.8*	43.9*	29.8*	67.7*
	ML	6.5	11.3	7.2*	16.3	5.8	12.6	14.2*	23.7*	22.7*	35.3*
	2D †	7.6	26.5	10.3*	33.0*	11.9*	27.2	22.1*	50.0*	37.8*	76.9*
MF (Hz)	AP	0.36	0.51	0.46*	0.59	0.40	0.50	0.36	0.49	0.48	0.61
	ML †	0.31	0.51	0.38	0.65*	0.43	0.54	0.36	0.44	0.36*	0.44
	2D	0.33	0.48	0.43*	0.58	0.41*	0.54	0.36	0.46	0.36*	0.46

Tableau 42 - Moyennes des paramètres statistiques spatio-temporels (en gras différence significative entre les 2 groupes). † Paramètre non normalisé. *P < 0.05, Test de Wilcoxon (vs. Position de référence)

Paramètres surfaciques (SSS)

Aucune différence significative n'a été observée entre les 2 groupes quel que soit la condition (Figure 88).

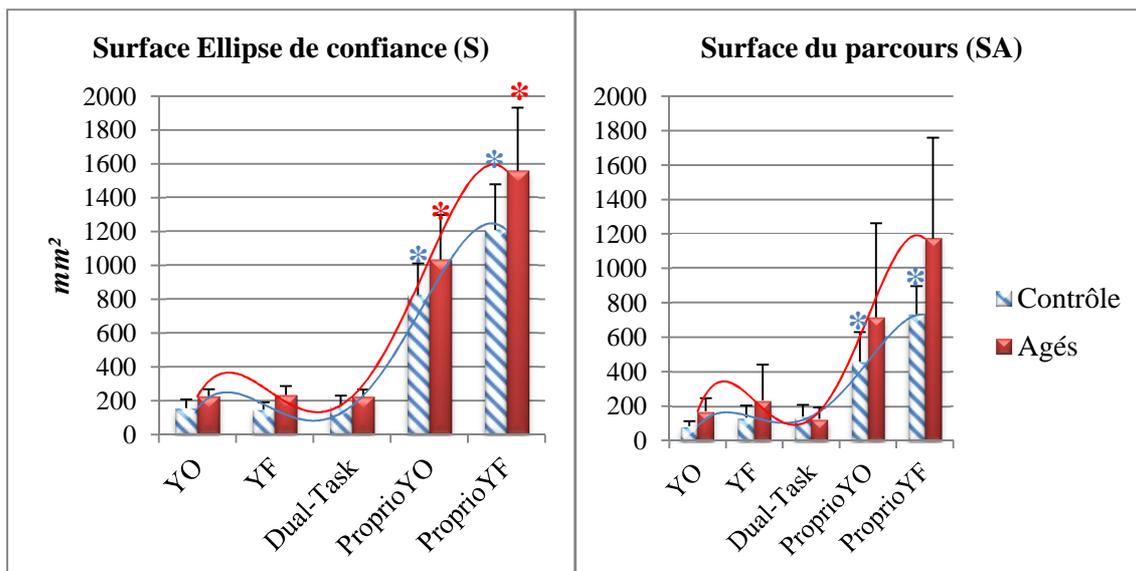


Figure 88 Comparaisons et évolution des paramètres surfaciques - Moyennes (SD). * $P < 0.05$ comparaison vs. YO (couleur)

Paramètres fréquentiels

Les paramètres fréquentiels étaient plus élevés de manière générale chez le groupe de sujets âgés (Tableau 43).

Condition		YO		YF		Dual-Task		ProprioYO		ProprioYF	
Paramètre		Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés
TP (mm^2)	AP†	19.2	46.7	27.3*	57.3*	30.7*	52.2*	50.1*	108.5*	94.4*	147.5*
	2D	20.8	32.5	27.9*	38.8*	29.0*	35.7	53.0*	70.1*	80.6*	101.0*
P ₅₀ (Hz)	AP	0.70	0.77	0.71	0.86	0.70	0.77	0.64	0.79	0.69	0.91
	2D	0.77	0.88	0.79	0.98	0.81*	0.87	0.76	0.87	0.88	1.06
P ₉₅ (Hz)	AP†	3.59	3.94	3.44	3.97	3.38	3.89	3.25*	3.72	3.29	3.86
	2D	3.69	3.87	3.58	3.90	3.60	3.83	3.50*	3.74	3.68	3.95
CF (Hz)	AP	1.60	1.66	1.55	1.69	1.51	1.65	1.45*	1.60	1.50	1.73
	2D	1.62	1.73	1.60	1.79	1.59	1.71	1.57	1.68	1.68	1.87
FD	AP	0.70	0.69	0.69	0.67	0.70	0.68	0.70	0.68	0.69	0.67
	2D	0.69	0.66	0.68	0.65	0.67	0.67	0.68	0.66	0.66	0.64

Tableau 43 - Moyennes des paramètres fréquentiels (en gras différence significative entre les 2 groupes). † Paramètre non normalisé. * $P < 0.05$, Test de Wilcoxon (vs. Position de référence)

Paramètres stochastiques

Le tableau ci-contre (Tableau 44) résume les valeurs moyennes obtenues par groupe et conditions, pour les 6 paramètres stochastiques calculés.

Condition	YO		YF		Dual-Task		ProprioYO		ProprioYF	
	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés	Contrôles	Agés
FractalD	1.76	1.71	1.74	1.76	1.74	1.74	1.73	1.72	1.72	1.76
Δt_c (s)	1.50	1.17	1.15	0.85*	1.13	0.89*	1.12	1.13	0.95	0.83*
Δr_c^2 (mm ²)	29.1	46.6	43.2	66.5	53.9	54.3	180.1*	288.4*	356.8*	444.6*
$D_s \ddagger$ (mm ² /s)	7.4	44.9	15.1*	64.0	20.0*	45.5	69.2*	165.3*	191.6*	372.0*
D_l (mm ² /s)	1.87	1.98	0.94	1.35	1.39	0.94	6.66*	2.46	5.37*	5.44*
$H_s \ddagger$	0.85	0.80	0.88*	0.80	0.87	0.79	0.93*	0.79	0.94*	0.82
H_l	0.35	0.25	0.26*	0.22	0.29	0.25	0.30	0.25	0.27	0.22

Tableau 44 - Moyennes des paramètres stochastiques (en gras différence significative entre les 2 groupes). \ddagger Paramètre non normalisé. * $P < 0.05$, Test de Wilcoxon (vs. Position de référence)

Le point critique était toujours atteint plus tôt chez les sujets âgés, sauf lors de l'examen sur coussin de mousse en YO, mais les différences n'étaient pas significatives après normalisation.

Les amplitudes critiques étaient quant à elles toujours plus élevées (mais non significativement) chez les sujets âgés quel que soit la condition, à l'exception de la double-tâche. Cette amplitude augmentait avec la difficulté de la condition d'examen et les valeurs étaient significativement plus élevées lors des conditions sur coussin de mousse.

Corrélations raideurs – paramètres stabilométriques

Tout d’abord l’analyse des interactions avec les facteurs biomécaniques a montré une bonne corrélation avec la taille du sujet ($R = -0.67$ et 0.79 , $P < 0.001$ pour SI_{MT} et S_{MT}) et la largeur du pied ($R = 0.54$, $P < 0.001$ pour l’indice SI_{MT}).

Ensuite, les coefficients de corrélations (R) ont été calculés entre chaque paramètre stabilométrique et les deux paramètres de raideur, pour chaque condition d’examen. Puis les paramètres ayant des corrélations, ont été présentés (SI_{MT} - Tableau 45 et S_{MT} - Tableau 46).

SI_{MT}						
Paramètre		YO	YF	Dual-Task	ProprioYO	ProprioYF
MV	AP	0.31	0.48	0.30	0.37	0.49
	2D	0.28	0.40	0.30	0.39	0.47
RMS_V	AP	0.31	0.47	0.31	0.38	0.50
	2D	0.28	0.41	0.31	0.40	0.49
MF	AP	0.30	0.44	0.37	0.47	0.63
	ML	0.38	0.52	0.28	0.37	0.33
	2D	0.32	0.49	0.38	0.48	0.62
SA		0.30	0.33	0.49	-0.04	0.46
TP	AP	0.35	0.49	0.34	0.39	0.33
P ₅₀	2D	0.11	0.41	0.28	0.48	0.53
P ₉₅	2D	0.10	0.30	0.03	0.47	0.50
CF	2D	0.13	0.35	0.12	0.49	0.57
FD	AP	-0.18	-0.44	-0.15	-0.55	-0.52
	2D	-0.19	-0.47	-0.33	-0.55	-0.57
Δt_c		-0.07	-0.23	0.27	-0.60	-0.40

Tableau 45 - Coefficients de corrélations (R) entre chaque paramètre stabilométrique et l’indice de raideur (SI_{MT}) (en gras les corrélations significatives $|R| > 0.46$ ou $R^2 > 0.20$)

S_{MT}						
Paramètre		YO	YF	Dual-Task	ProprioY O	ProprioY F
RANGE	ML	-0.46	-0.43	-0.09	-0.47	-0.48
SP		-0.53	-0.64	-0.32	-0.53	-0.56
MV	AP	-0.48	-0.62	-0.34	-0.55	-0.56
	ML	-0.55	-0.59	-0.26	-0.54	-0.49
	2D	-0.53	-0.64	-0.32	-0.56	-0.58
RMS_V	AP	-0.48	-0.62	-0.35	-0.56	-0.58
	ML	-0.54	-0.58	-0.24	-0.53	-0.50
	2D	-0.53	-0.64	-0.32	-0.56	-0.60
MFREQ	AP	-0.51	-0.57	-0.46	-0.50	-0.54
	ML	-0.48	-0.51	-0.15	-0.40	-0.37
	2D	-0.53	-0.60	-0.42	-0.49	-0.54
SA		-0.52	-0.45	-0.26	-0.17	-0.66
TP	AP	-0.51	-0.59	-0.31	-0.59	-0.51
	2D	-0.51	-0.56	-0.24	-0.57	-0.51
P ₅₀	2D	-0.40	-0.55	-0.45	-0.43	-0.43
P ₉₅	AP	-0.14	-0.21	-0.12	-0.28	-0.21
	2D	-0.42	-0.48	-0.29	-0.52	-0.46
CF	2D	-0.39	-0.52	-0.38	-0.53	-0.49
FD	AP	0.34	0.47	0.35	0.41	0.43
	2D	0.39	0.57	0.42	0.38	0.38
D _s		-0.55	-0.61	-0.24	-0.50	-0.49

Tableau 46 - Coefficients de corrélations (R) entre chaque paramètre stabilométrique et la raideur moyenne (S_{MT}) (en gras les corrélations significatives $|R| > 0.46$ ou $R^2 > 0.20$)

Liste des communications

- El Helou A., Bastuji-Garin S., Paillaud E., Graciès JM., Skalli W. and Decq P. Determinants for the Use of Ambulation Aids in a Geriatric Rehabilitation Care Unit : A Retrospective Study. *Journal of the Americans Medical Directors Associations* (2011) (*in press*). DOI: 10.1016/j.jamda.2010.12.008
- Michel V., El Helou A. and Piette F. Synthèse de la revue de littérature sur les technologies d'assistance à la locomotion : approche biomécanique de l'analyse de l'équilibre. 2nd International conference on accessibility and assistive devices for people with disabilities (ASSISTH), 17-19 January 2011, Paris.
- El Helou A., Decq P. and Skalli W. Estimating foot inertial parameters and the use of scaling approaches. 23rd congress of the International Society of Biomechanics, July 3-7 2011, Brussels.
- El Helou A., Graciès JM, Decq P. and Skalli W. Estimating foot inertial parameters a new regression approach. *Clinical Biomechanics* (2011) (*in press*). DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.09.015

CARACTERISATION BIOMECHANIQUE DE LA CHEVILLE ET DE L'EQUILIBRE DU SUJET AGE EN REPRISE D'AUTONOMIE

RESUME: Avec le vieillissement de la population (plus d'un Français sur dix a plus de 75 ans), la perte d'autonomie est devenu un enjeu de santé publique majeur. Ce problème socio-économique est expliqué par le besoin continu de connaissances approfondies sur le sujet âgé ainsi que son équilibre. L'analyse de la raideur musculotendineuse à la cheville et de la posture, peut contribuer à une meilleure compréhension des mécanismes neuromusculaires intervenant dans le maintien de l'équilibre, à l'aide de paramètres biomécaniques adéquats. Cette thèse financée par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR-08-TECS-009-04 MIRAS), a pour objectif de caractériser les propriétés élastiques (i.e. raideur musculotendineuse) et l'équilibre en s'intéressant particulièrement au sujet âgé en reprise d'autonomie. Ainsi, une caractérisation globale du profil d'une population âgée hospitalisée pour des soins de suite et de réhabilitation a tout d'abord été réalisée. Ensuite pour une meilleure estimation de la raideur à la cheville, une nouvelle méthode de calcul des paramètres inertiels du pied a été proposée et validée ; et l'approche existante (détente-rapide pour le calcul de la raideur) a pu être vérifiée et améliorée. Finalement, une étude de la raideur et de l'équilibre par approche stabilométrique a été réalisée sur un échantillon de sujets âgés hospitalisés. Les résultats de ce travail, sont utiles à l'amélioration des méthodes de calcul de la raideur musculotendineuse et contribuent à l'approfondissement des connaissances biomécaniques sur l'équilibre du sujet âgé.

Mots clés : vieillissement, raideur, cheville, équilibre, biomécanique.

BIOMECHANICAL CHARACTERIZATION OF ANKLE STIFFNESS AND BALANCE IN AGED SUBJECTS RECOVERING AUTONOMY

ABSTRACT: Due to the ongoing aging process (e.g. one over 10 people in France is more than 75 years old); loss of autonomy has become a major public health issue. This socio-economical problem may be explained by the continuous need of acute information on the balance of elderly. In this manner, a deep analysis of ankle musculotendinous stiffness and posture may provide new insights on the neuromuscular mechanisms involved in maintaining upright stance, by means of appropriate biomechanical parameters. This work was funded by the National Research Agency (ANR-08-TECS MIRAS-009-04), and aimed at characterizing the elastic properties (i.e. musculotendinous stiffness) and balance in elderly subjects recovering their autonomy. Therefore, a global description of population profiles in a geriatric rehabilitation care unit was first carried out. Then to verify and improve the existing methods for ankle musculotendinous stiffness estimation ("Quick-Release" approach), a new method for the calculation foot inertial parameters was proposed and validated. Finally, a study of ankle stiffness and balance through a stabilometric approach was conducted on a sample of elderly patients. The results of this work proved to be useful in improving the methods for calculating ankle musculotendinous stiffness, while contributing to a better understanding of balance mechanisms in the elderly.

Keywords: aging, stiffness, ankle, balance, biomechanics.