

Université du Québec à Trois-Rivières

Mémoire

Présenté à

L'université du Québec à Trois-Rivières

Comme exigence partielle

de la maîtrise en science de l'activité physique

par

Yves Lajoie

Le pourcentage d'utilisation musculaire:

comparaison de deux calibrations électromyographiques dynamiques

Août 1989

Université du Québec à Trois-Rivières

Service de la bibliothèque

Avertissement

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

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

RÉSUMÉ

L'évolution des connaissances et de la technologie a permis durant les dernières années une meilleure compréhension des problèmes physiologiques et musculo-squelettiques décelés chez les travailleurs. Malgré cela, les accidents de travail se produisent en très grand nombre. Dans le système actuel, lorsqu'un travailleur doit exécuter un travail, l'employeur s'inquiète rarement de la capacité de ce dernier à fournir un effort ou de la difficulté de la tâche. La classification des travailleurs est basée sur leur ancienneté dans l'industrie. On tient donc très peu compte des capacités physiques des travailleurs et de l'effort demandé par une tâche. Il faut trouver une méthode d'évaluation plus discriminatoire. L'évaluation du pourcentage d'utilisation musculaire, permettrait de déterminer à quel pourcentage de sa force maximale un individu travaille pour un poste donné et, éventuellement, évaluer si ce poste lui convient. Pour évaluer un pourcentage d'utilisation musculaire, il est nécessaire de mesurer d'abord une référence maximale. Les valeurs (à différentes position articulaire) qui serviront de référence, diviseront le signal électromyographique (EMG) enregistré lors des différentes tâches, alors que le rapport résultant sera multiplié par 100. Pour trouver des valeurs de référence, plusieurs solutions peuvent être envisagées. De celles disponibles, seules les méthodes isotonique et isocinétique sont retenues, considérant qu'elles tiennent compte en plus de la relation tension-longueur du muscle, de la relation EMG -moment de force, et EMG-vitesse respectivement. La méthode isocinétique utilisée par Normand (1987) pour mesurer des pourcentages d'utilisation musculaire, comporte certaines lacunes dont celle d'utiliser des valeurs de références discontinues (30, 180, 300°/s), ce qui génère une certaine variabilité indésirable à l'intérieur de la référence. De plus, la méthode isocinétique ne permet pas de contrôle sur la tension développée par un muscle, une variable qui est également en étroite relation avec l'EMG. La méthode isotonique pour sa part, étant donné qu'elle produit des moments de force beaucoup plus constants que la méthode isocinétique, possède moins de variabilité inter-sujet au niveau des signaux électromyographiques. Le but de cette étude

est d'évaluer les pourcentages d'utilisation musculaire mesurés avec une référence trouvée par un appareil permettant des extensions maximales isotoniques, et de comparer la magnitude et la variabilité de ces résultats avec ceux trouvés à l'aide d'un appareil isocinétique (Normand, 1987).

Dix sujets ont participé à l'expérimentation qui comportait quatre tâches, exécutées à peu de choses près comme Normand (1987), en plus des extensions maximales: marcher, se lever et s'asseoir sur une chaise, et monter des escaliers. Les signaux EMG des extenseurs de la jambes ont été mesurés et les déplacements angulaires du genou et de la hanche ont été relevées pour identifier les cycles et les différentes positions articulaires, tout cela, afin d'évaluer le pourcentage d'utilisation musculaire des extenseurs dans les quatre tâches expérimentales.

Les résultats des extensions maximales quoique similaires dans les deux méthodes pour une amplitude moyenne, diffèrent significativement au début et à la fin de l'extension maximale. Ces différences sont induites par les différentes caractéristiques des deux appareils de mesure et par les moments de force produits lors des extensions maximales. En effet, plutôt que de retrouver des valeurs de moments de force pratiquement stables (méthode isotonique), nous retrouvons avec la méthode isocinétique des valeurs de moments de force très variables. Ces résultats fournissent une indication quant à la variabilité enregistrés lors de l'étude de Normand (1987) qui confirment bien la valeur de la méthode isotonique à produire une tension constante sur le muscle et des résultats d'activation musculaire plus justes. En ce qui a trait aux patrons des courbes de pourcentage d'utilisation musculaire, ils sont similaires en amplitude sauf lorsque l'angle du genou est à 90° ou à 160° et plus d'extension, endroits où les références étaient significativement différentes. En plus d'obtenir une validité équivalente des mesures de pourcentage d'utilisation lorsque l'on compare les deux méthodes, nous observons une variance beaucoup plus faible à travers les résultats isotoniques, une qualité importante lorsqu'il s'agit de normes. Les résultats de cette étude favorisent donc l'utilisation de la méthode isotonique pour procéder à l'évaluation des travailleurs en vue d'une meilleure redistribution des tâches de travail.

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier mon directeur, le docteur Martin C. Normand pour son assistance durant les années de rédaction et d'expérimentation. J'aimerais également souligné l'apport important du docteur Louis Laurencelle et du docteur Luc Proteau qui m'ont fait bénéficier de leur grande expérience de travail et de publication. Finalement, j'aimerais remercier mes collègues de travail qui ont travaillé avec moi et qui ont été d'une très grande utilité: Steeve Asselin, Pierre Black, Jacques Trahan, Bernard Ouellet, Lisa Paulin , Christine Bérubé, Alain Plourde et Claude Brouillette.

TABLE DES MATIERES

RÉSUMÉ	ii
REMERCIEMENTS	iv
LISTE DES TABLEAUX	vi
LISTE DES FIGURES	vii
INTRODUCTION	1
REVUE DE LA LITTÉRATURE	2
LE POURCENTAGE D'UTILISATION MUSCULAIRE	2
METHODOLOGIE	8
SUJETS	8
MISE EN PLACE DES ELECTRODES ET ELECTROGONIOMETRES	8
ENREGISTREMENT DE L'ACTIVATION MUSCULAIRE	9
APPAREILLAGE ISOTONIQUE	9
ANALYSE ÉLECTROMYOGRAPHIQUE ET CINÉMATIQUE POUR DES ACTIVITES JOURNALIERES	10
MARCHE	10
ESCALIER	11
CHAISE	11
COMPARAISON AVEC L'ETUDE DE NORMAND (1987)	11
RESULTATS ET DISCUSSION	13
RESULTATS ISOTONIQUES VS ISOCINETIQUES	13
EVALUATION DES POURCENTAGES D'UTILISATION MUSCULAIRE	18
CONCLUSION	26
BIBLIOGRAPHIE	27
ANNEXE 1: ANAMNESE	31
ANNEXE 2: CARACTERISTIQUES DES SUJETS	34

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1: Vitesses moyennes des extensions maximales.....	14
Tableau 2: Résultats de l'analyse de la variance pour les résultats des extensions maximales (Plan AXBr).....	16
Tableau 3: Analyse des effets simples.....	16
Tableau 4: Variations mesurées pour les deux techniques.....	19
Tableau 5: Résultats de l'analyse de la variance pour les résultats du pourcentage d'utilisation (Plan AXBr).....	22
Tableau 6: Analyse des effets simples.....	23

LISTE DES FIGURES

Figure.1: Schéma du dynamomètre isotonique.....	10
Figure.2: Représentation des cycles de montée d'escaliers.....	11
Figure 3: Moyenne plus ou moins un écart à la moyenne pour les extensions isotoniques (A), isocinétiques (B) et comparaisons des deux moyennes (C).....	14
Figure 4: Moments de force isocinétiques à 30, 180, et 300 °/s enregistrés dans l'études de Normand (1987).....	17
Figure 5: Comparaison entre les pourcentages d'utilisation musculaire mesurés avec les deux techniques.....	19

INTRODUCTION

L'évolution des connaissances et de la technologie a permis durant les dernières années une meilleure compréhension des problèmes physiologiques et musculo-squelettiques décelés chez les travailleurs. Chaque année un travailleur sur sept subit un accident de travail ou s'aperçoit qu'il est atteint d'une maladie professionnelle. En ce qui a trait aux sommes versées en indemnisation au Canada, 7/8 le sont pour des problèmes de sécurité et 1/8 pour des problèmes de santé. A l'exception des maladies professionnelles (comme l'amiantose, par exemple), les blessures aux membres supérieurs et inférieurs causées par de l'équipement, les accidents dus aux efforts excessifs, les coupures, les brûlures, les entorses et les blessures aux yeux sont toutes des blessures bien connues. On peut se demander si les causes de ces accidents résidaient dans le milieu de travail, ou dans la difficulté à exécuter la tâche.

Dans le système actuel, lorsqu'un travailleur doit accomplir une tâche, l'employeur s'inquiète rarement de la capacité de ce dernier à fournir l'effort nécessaire. La classification des travailleurs et de leur poste de travail est basée sur leur ancienneté dans l'industrie. On tient donc très peu compte des capacités physiques des travailleurs et de l'effort demandé par une tâche. Certaines normes en ce sens existent, comme celles de la Classification Canadienne Descriptive Professionnelle (CCDP). Cette classification divise les postes en cinq catégories soient: sédentaire, léger, moyen, lourd, et très lourd. Un travail sédentaire consiste à soulever un poids maximum de 4.5 kilos et à le porter à l'occasion. Un travail léger est décrit comme étant un travail sédentaire exécuté fréquemment. Un travail moyen consiste à soulever un poids maximum de 22.5 kilos, ou à porter fréquemment des objets pouvant atteindre un poids de 9 kilos. Un travail lourd est représenté par la levée de 45 kilos maximum, ou par le déplacement d'une charge pouvant atteindre jusqu'à 22.5 kilos. Finalement, le travail très lourd consiste pour sa part à soulever des objets pesant plus de 45 kilos ou à porter des objets

pesant 22.5 kilos et plus. Avec ce type de mesure, aucune valeur de capacité individuelle n'est observée ce qui entraîne qu'on ne peut discerner à quel pourcentage de sa capacité maximale un employé travaille. Le travailleur peut lever 22.5 kilos sans que nous puissions déterminer s'il utilise 35% ou 85% de sa capacité maximale. Il faudrait trouver un élément de comparaison plus discriminatoire. L'évaluation du pourcentage d'utilisation musculaire, permettrait de déterminer à quel pourcentage de sa force maximale un individu travaille pour un poste donné et, éventuellement, déterminer si ce poste lui convient. En plus de mesurer l'effort relatif d'une contraction musculaire, le pourcentage d'utilisation musculaire permet de comparer le travail de muscles différents.

REVUE DE LA LITTÉRATURE

LE POURCENTAGE D'UTILISATION MUSCULAIRE

Dans des tâches simples, comme par exemple, soutenir une charge lorsque le coude est en flexion et que les fléchisseurs du coude sont contractés de façon isométrique, il est relativement facile d'évaluer le pourcentage d'utilisation musculaire du groupe musculaire agoniste. En effet, il suffit de mesurer, à l'aide d'une jauge de contrainte, le moment de force maximal que la personne peut développer et de le comparer au moment de force qu'entraîne la charge à l'étude (équation 1)

$$\frac{\text{Moment de force de la charge (Mc)}}{\text{Moment de force maximal (Mm)}} \times 100 = \% \text{ d'utilisation} \quad (1)$$

Lors de l'exécution de mouvements complexes, telle que la marche, il est plus difficile de mesurer les moments de force produits par un groupe musculaire. De fait, il faut étudier les aspects cinétiques (mesurés par une plate-forme de force) et cinématiques du mouvement. On peut calculer les moments de force en utilisant la masse du segment ainsi que l'accélération angulaire ou bien par une technique vectorielle. Les deux techniques

nécessitent le même appareillage. Étant donné que les moments de force maximaux varient avec la vitesse de mouvement, il faut dans un premier temps évaluer la vitesse moyenne du mouvement étudié afin de choisir des valeurs de référence adéquates. Le pourcentage d'utilisation est donc calculé en se servant de l'équation 2.

$$\frac{\text{Moment de force durant la marche}}{\text{Moment de force maximale (200°/s.)}} \times 100 = \% \text{ d'utilisation} \quad (2)$$

Comme c'est la vitesse moyenne qui a été utilisée, certaines imprécisions sont introduites dans le calcul du pourcentage d'utilisation. En effet, pour les vitesses inférieures et supérieures à 200°/s., les moments de force n'étant pas les mêmes, le pourcentage résultant est surévalué ou sous-évalué ce qui explique le caractère approximatif de cette méthode.

Walmsley et al. (1978) ont solutionné ce problème pour l'étude cinétique du mouvement animal en implantant un transducteur de force sur le tendon du muscle étudié. Même si cette technique a été utilisée avec succès chez l'animal elle reste difficilement applicable chez l'homme pour des raisons bien évidentes. Étant donné qu'il est presque impossible de mesurer directement la force produite par un muscle durant un mouvement complexe, il faut se tourner vers des méthodes de mesure indirectes.

Sachant que la force exercée par un muscle durant une contraction est fonction de l'activation de ce muscle (Bigland et Lippold, 1954), l'électromyographie (EMG) de surface peut nous donner une mesure indirecte de la force, ou tension produite par un muscle donné. Plusieurs travaux ont porté sur la relation existant entre les niveaux d'activation musculaire, tels que mesurés par la technique EMG et la force résultant de cette activation. Hof (1984), résume bien les recherches sur ce domaine. Ainsi, la relation EMG-FORCE dans un contexte isométrique se révèle être linéaire. Par ailleurs, pour des contractions aussi bien isocinétiques qu'isotoniques, la relation est linéaire pour les amplitudes médianes du mouvement mais devient quadratique dans ses extrémités.

Il a précédemment été proposé que pour mesurer le pourcentage d'utilisation musculaire par les moments de force on devait utiliser une valeur de référence (comme, par exemple, le maximum) pour pouvoir établir ce pourcentage. La même exigence se pose pour l'évaluation des pourcentages d'utilisation musculaire par la méthode de l'activation musculaire. Il faut définir une référence EMG maximale.

Afin de mesurer l'intensité relative de la contraction musculaire, certains auteurs ont utilisé comme valeur de référence l'activation musculaire enregistrée durant une contraction isométrique maximale (100% d'EMG). Dubo et al. (1976) ont été parmi les premiers à utiliser cette technique pour mesurer le pourcentage d'utilisation des muscles de la jambe durant la marche. Ils ont remarqué que le maximum d'utilisation se retrouvait à la mise en charge du poids du corps pour le tibialis anterior, lors de la poussée pour le gastrocnemius, et lors du contact du talon avec le sol pour le vastus lateralis. Il est cependant à noter, que ces auteurs ont utilisé une résistance variable (la main de l'expérimentateur) pour enregistrer leur valeur de référence, ce qui laisse planer certains doutes quant à la validité de cette valeur de référence.

Lyons et al. (1983) ont également utilisé l'EMG enregistrée lors de contractions isométriques maximales pour mesurer l'intensité relative de la contraction des muscles extenseurs et abducteurs de la hanche lors d'activités journalières. Dans cette étude la valeur de référence a été mesurée en contrôlant la résistance (fixe) et la position de l'articulation. De même, Tata et al. (1983) ont utilisé la même technique, c'est-à-dire en contrôlant la résistance et la position articulaire, pour comparer l'implication des quatre chefs musculaires du quadriceps lors de la montée ou de la descente d'escaliers. Les deux équipes de chercheurs ont trouvé que l'implication des vasti était supérieure à celle du rectus femoris, tant dans la montée que dans la descente d'escaliers.

L'utilisation d'une calibration EMG statique pour mesurer le pourcentage d'utilisation musculaire dans des mouvements dynamiques est discutable. En effet, Osternig et al. (1977) ont démontré qu'on ne peut pas

utiliser des valeurs de moments de force statiques pour prédire des moments de force dynamiques. Les caractéristiques inhérentes aux muscles, à savoir l'élasticité, la viscosité ainsi que le mécanisme de contraction de la fibre étant très différentes dans des contextes dynamique et statique. De plus, il est bien connu que l'amplitude du moment de force maximal ainsi que le temps pour atteindre ce maximum sont très variables pour des contractions isométriques (Willems, 1973; Sukop et Nelson, 1974; Carlton et Newell, 1985). D'un autre côté, il est également bien connu que les moments de force dynamiques (isocinétiques) sont très reproductibles (Knutsson et Martensson, 1980; Richards, 1981). Il est donc préférable d'utiliser une référence EMG dynamique (isocinétique) pour mesurer des pourcentages d'utilisation musculaire en situation dynamique.

Richards (1985) est la première à avoir utilisé une référence EMG dynamique. Elle compara les niveaux d'activation musculaire du quadriceps femoris et du semitendinosus et semimembranosus dans des activités journalières telles que marcher, monter et descendre des escaliers ainsi que se lever et s'asseoir sur une chaise. L'activation musculaire maximale produite durant des contractions isocinétiques maximales réalisées à 30 degrés par seconde a servi de référence (100 %). Elle évalua à 80% du maximum de la demande musculaire pour se lever d'une chaise, à 65% pour monter des escaliers, à 55% pour s'asseoir, à 45% pour descendre des escaliers, et finalement, à 28% pour marcher.

L'étude de Richards quoique supérieure à celles présentées précédemment souffre cependant de certains maux. En effet, il est bien connu que la tension que peut développer un muscle est fonction de la longueur de celui-ci (Gordon et al., 1966; Moritz et al., 1973). Par conséquent, en utilisant l'activation musculaire maximale, peu importe la longueur du muscle, comme seule valeur de référence, Richards (1980) ne tient pas compte de cette caractéristique importante du muscle. Normand (1987), utilisa comme référence dynamique des contractions isocinétiques maximales réalisées à 30, 180 et 300 °/s pour mesurer le pourcentage d'utilisation musculaire dans des activités journalières. Afin de tenir compte de la longueur du muscle, l'auteur mesura une valeur de référence pour chacune des positions articulaires assumées lors de la réalisation des

tâche cibles. Il remarqua qu'en ne tenant pas compte de la position articulaire dans le choix des valeurs de référence, on observait des écarts d'estimation du pourcentage d'utilisation musculaire pouvant aller jusqu'à 500 % (5 pour 1). Ces résultats et ceux ayant permis de démontrer que dans les mouvements simples ou complexes l'activation musculaire augmente avec l'augmentation de la vitesse du mouvement (Bigland et Lippold, 1954, Milner et collaborateurs, 1971; Cavanagh et Gregor, 1975; Brandell, 1977; Yang et Winter, 1985) , nous suggèrent qu'il importe de tenir compte de la vitesse du mouvement dans la détermination des valeurs de référence. Normand remarqua en effet, qu'en ne considérant pas la vitesse de mouvement dans le choix des valeurs de référence, on pouvait observer des écarts d'estimation de l'ordre de 80%.

La technique proposée par Normand (1987) a l'avantage de permettre de contrôler certaines caractéristiques importantes du muscle telles la position articulaire et la vitesse. Elle comporte cependant certains inconvénients, dont ceux d'avoir à utiliser un appareil coûteux (un dynamomètre isocinétique), et des références discontinues (30, 180, 300°/s). De plus, l'appareillage isocinétique possède une masse considérable, ce qui en limite l'accessibilité ou la mobilité. Dans le but de remplacer l'appareillage isocinétique, deux solutions peuvent être envisagées: isotonique ou isométrique. La solution isométrique, on l'a vu précédemment, ne convient pas pour les situations dynamiques et elle ne permet pas de tenir compte de la vitesse du mouvement. Elle ne tient également pas compte de la position articulaire (à moins de prendre plusieurs mesures consécutives, ce qui a le désavantage de provoquer de la fatigue musculaire). Comme Normand (1987) l'a démontré, la vitesse et la position articulaire sont deux facteurs qui influencent l'électromyographie et, ne pas en tenir compte, entraînerait une imprécision importante de la mesure. Bref, les mesures isométriques ne représentent pas vraiment une bonne source de comparaison pour des mouvements dynamiques pour lesquels la viscosité et l'élasticité des composantes musculaires jouent un grand rôle (Bouisset, 1973).

La solution isotonique consiste à contrôler la charge que le sujet doit déplacer, donc à toute fin pratique, la tension appliquée sur le muscle

(Chaffin, 1984). Bouisset (1973), pour sa part, explique que dans un contexte isotonique, une relation linéaire est observée entre l'EMG et la tension produite par une charge et cela pour une vitesse donnée. Avec la technique isotonique, seul le facteur vitesse peut venir influencer les résultats EMG. Pour la méthode isocinétique, la tension qui est produite est fonction de la volonté du sujet à la produire avec une plus ou moins grande amplitude ce qui produit de la variabilité inter-sujet. De plus, la relation qui existe entre l'EMG et la vitesse n'est linéaire que pour une certaine étendue de mouvement et cette relation se détériore pour devenir quadratique dans les positions articulaires extrêmes (Bouisset, 1973). Normand, en utilisant des références discontinues (30, 180, et 300°/s) et en utilisant, par exemple, l'EMG enregistré à 180°/s pour comparer des valeurs d'EMG à des vitesses se situant entre 105 et 239 °/s, augmente son niveau de variabilité considérablement. Il est donc plus facile d'obtenir une certaine fiabilité à travers les résultats avec la méthode isotonique considérant qu'elle laisse moins degré de liberté quant aux possibilités de fluctuations de l'EMG d'un essai à l'autre, une qualité importante de tout élément de comparaison ou normatif.

Après avoir considéré l'importance de la mesure de la capacité des travailleurs ainsi que les différentes techniques utilisées jusqu'à aujourd'hui, le but de cette étude est donc d'établir si la variabilité des signaux électromyographiques peut être diminuée en mesurant des valeurs de référence à l'aide d'un appareil isotonique plutôt qu'isocinétique, et comment cela peut affecter le calcul des pourcentages d'utilisation musculaire au cours d'activités journalières.

METHODOLOGIE.

Lorsque le sujet entrait au laboratoire, nous procédions à la mesure de son poids et de sa taille. Par la suite, nous procédions à la pose des électrodes, des électrogoniomètres, et à la vérification des signaux. L'expérimentation débutait par trois extensions maximales de la jambe droite nous permettant d'enregistrer les valeurs de référence électromyographiques. Par la suite, les sujets exécutaient les quatre tâches expérimentales (marche, montée d'escaliers, s'asseoir et se lever d'une chaise).

SUJETS.

Dix hommes âgés de 18 à 33 ans ont participé à cette expérimentation. Les sujets ont répondu à une anamnèse (annexe 1), nous permettant de vérifier leurs antécédents médicaux. Les principales caractéristiques comme le poids, la taille et l'âge sont représentées à l'annexe 2.

MISE EN PLACE DES ELECTRODES ET ELECTROGONIOMETRES.

Les signaux électromyographiques ont été recueillis par des électrodes de surface Ag/AgCl jetables (Médi-Trace Pellet), placées sur un groupe musculaire à savoir un extenseur (vastus lateralis), localisé à trois pouces au-dessus de la rotule sur le côté externe de la jambe). Pour ce qui a trait de la préparation des sujets, nous avons débuté par le nettoyage de la peau avec un tampon alcoolisé. Par la suite, les électrodes ont été fixées de part et d'autre des points moteurs tels qu'identifiés par Delagi (1975) de façon à obtenir l'activité électromyographique globale groupe musculaire. Ensuite, les fils des électrodes ont été pontés au-dessus de la peau à l'aide de ruban adhésif chirurgical pour diminuer le mouvement des fils lors des activités (Knutsson et Richards, 1979). Les électrogoniomètres linéaires (RadioShack #271-1715) ont été fixés au

genou et à la hanche, permettant l'enregistrement des déplacements angulaires. Par la suite, chaque électrogoniomètre a été calibré fixé sur l'articulation par des bandes élastiques pour que le pivot de l'articulation suive parfaitement le pivot de l'électrogoniomètre.

ENREGISTREMENT DE L'ACTIVATION MUSCULAIRE

Les signaux EMG enregistrés par les électrodes sont acheminés vers un appareil GRASS série 5 où ils sont filtrés (bande passante 30-600 Hz) et amplifiés (par un facteur de 1000). Par la suite, les signaux résultants sont rectifiés (rectification pleine onde) et, avec un filtre passe-bas de 6Hz à nouveau filtré dans le but d'obtenir une enveloppe linéaire. Un ordinateur Apple IIe muni d'une carte de conversion analogique à numérique (8 bits) nous a permis de traiter les signaux recueillis.

APPAREILLAGE ISOTONIQUE.

L'appareillage isotonique utilisé pour évaluer les références électromyographiques est illustré à la Figure 1. Le sujet est assis sur un banc avec la partie distale de la jambe droite fixée à un bras d'acier (B) lui-même relié à une roue (R). Cette dernière est reliée par un câble (C) à une charge de 22.5 kilos. Le diamètre constant de la roue (r) nous permet d'obtenir un bras de force constant à tous les angles de l'extension. A partir d'une position de 85° d'extension, 180° étant l'extension complète de la jambe, (l'axe du genou droit est aligné avec l'axe de rotation du dynamomètre) les sujets doivent exécuter d'un seul élan, après un signal verbal donné par l'expérimentateur, une extension complète du genou au maximum de leur capacité. Les résultats électromyographiques et cinématiques sont enregistrés sur une étendue de mouvement de 95° c'est à dire de 85° à 180° .

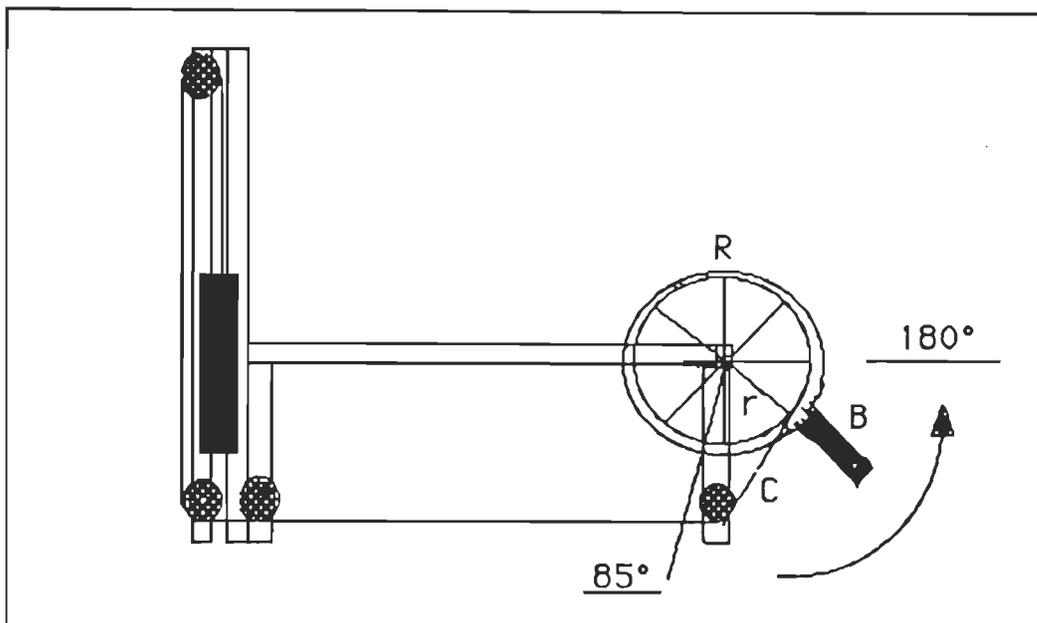


Figure 1. Schéma du dynamomètre isotonique.

ANALYSE ÉLECTROMYOGRAPHIQUE ET CINÉMATIQUE POUR DES ACTIVITÉS JOURNALIÈRES.

MARCHE.

Un cycle de marche se définit comme deux contacts successifs du même talon au sol. Pour pouvoir définir les cycles, un système de contacts pédestres a été utilisé. Ce système consiste en une plaque de cuivre fixée sous le soulier droit du sujet et un grillage électrifié posé au sol. Lorsque le pied était en contact avec le sol, un signal de un volt était enregistré par l'ordinateur. Ce système nous a permis d'identifier les cycles alors que les électrogoniomètres nous ont permis d'analyser les signaux (EMG, angle) à l'intérieur de ces cycles. Les sujets traversaient cinq fois une plateforme de 20 pieds, ce qui permettait l'enregistrement d'au moins 4 cycles par traversée. Le premier cycle, qui comportait une certaine accélération, n'a pas été traité dans les résultats. Quinze cycles par sujet ont donc été utilisés dans les calculs.

ESCALIER.

Tout comme pour la marche, un cycle de montée correspond à deux contacts successifs d'un même pied (Figure 2). Pour cette activité, un cycle correspond au passage du pied de la marche 2 à la marche 4 (Joseph *et al.*, 1967). Afin d'utiliser les contacts pédestres, chaque marche est recouverte d'un grillage électrifié. Cinq cycles de montée ont été enregistrés pour chacun des sujets afin d'éliminer les effets de fatigue musculaire.

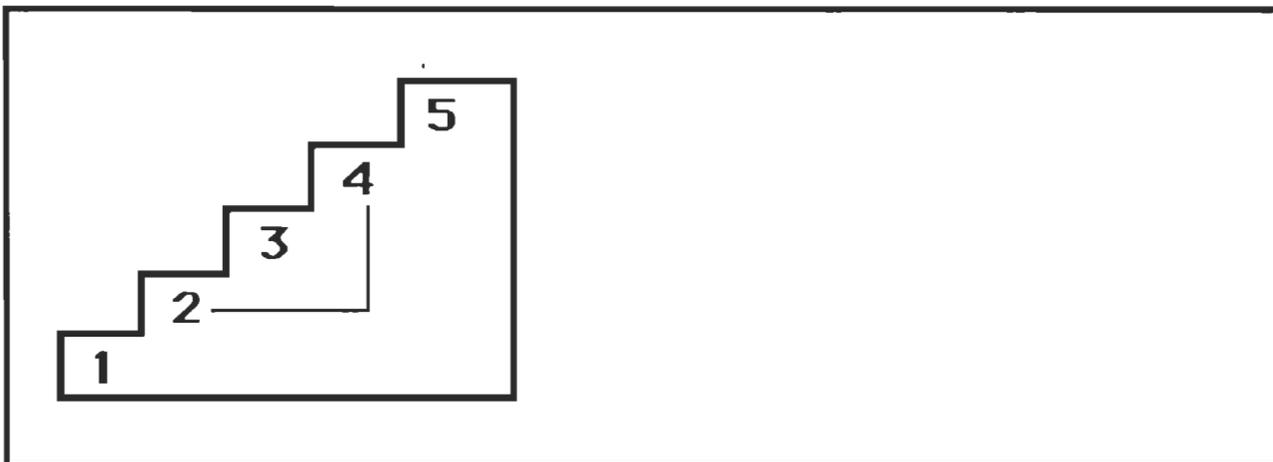


Figure.2 Représentation des cycles de montée d'escaliers.

CHAISE.

Les sujets pour cette tâche doivent, après un signal verbal donné par l'expérimentateur, se lever ou s'asseoir à leur rythme, sur une chaise standard (18 pouces), et ce sans utiliser leurs mains. Pour cette tâche, les électrogoniomètres assujettis à la hanche et au genou sont utilisés comme référence pour déterminer le début et la fin de chacun des cinq essais (Normand, 1987).

COMPARAISON AVEC L'ETUDE DE NORMAND (1987)

Quelques différences existent entre les deux études du plan de vue méthodologique. Disons qu'au point de vue de l'analyse des signaux, les deux systèmes utilisés produisent des résultats similaires. Que ce soit au point

de vue du filtrage des données qu'aux appareils utilisés (marches, ordinateurs, électrogoniomètres, etc.), les différences sont très minimes. Certaines différences ont été introduites à travers les procédures utilisées. Par exemple, nous avons utilisé l'électrogoniomètre de la hanche pour définir le début et la fin de chacun des cycles pour les tâches sur la chaise. Les résultats du genou ont tout de même été enregistrés et comparés à ceux de Normand (1987). Ces derniers ont été trouvés similaires. Malgré le même nombre de sujets, certaines différences sur le nombre de cycles analysés sont présentes, ce qui ne doit modifier que très peu la valeur des moyennes intra-sujet. Par exemple, pour la marche nous avons analysé quinze cycles alors que vingt cycles ont été analysés par Normand. Pour la montée d'escaliers, nous avons utilisé cinq cycles comparativement à dix. Pour les deux tâches sur la chaise, nous avons analysé cinq cycles et Normand, trois. Et finalement, dix extensions maximales ont été évaluées comparativement à neuf pour Normand. Il est peu probable que ces différences aient grandement influencé les résultats de la variabilité.

RESULTATS ET DISCUSSION

Cette section, traitera tout d'abord des valeurs d'activation musculaire obtenues lors des extensions isotoniques maximales, et nous comparerons ensuite ces résultats à ceux obtenus par Normand (1987) lors d'extensions isocinétiques maximales. Par la suite, nous porterons notre attention sur les pourcentages d'utilisation musculaire obtenus avec les résultats isotoniques avant de les comparer à ceux mesurés de façon isocinétique. Nous terminerons cette section en expliquant les différences retrouvées entre les résultats obtenus à l'aide des deux techniques de mesure.

RESULTATS ISOTONIQUES VS ISOCINETIQUES

La Figure 3 illustre la comparaison entre les courbes d'activation musculaire obtenues de façon isocinétique et isotonique. Pour établir la comparaison nous avons utilisé la courbe d'activation musculaire isocinétique enregistrée à 180°/s (Normand, 1987) puisque la vitesse enregistrée lors des extensions isotoniques se situait dans l'intervalle 150-220°/s (Tableau 1). Cette comparaison est rendue possible compte tenu du fait que l'axe horizontal est le même pour les deux études. En effet, il représente le déplacement angulaire du genou exprimé en degrés et les résultats trouvés dans les deux études sont les mêmes. En ce qui a trait à l'axe vertical, il représente l'activation musculaire maximale en microvolts.

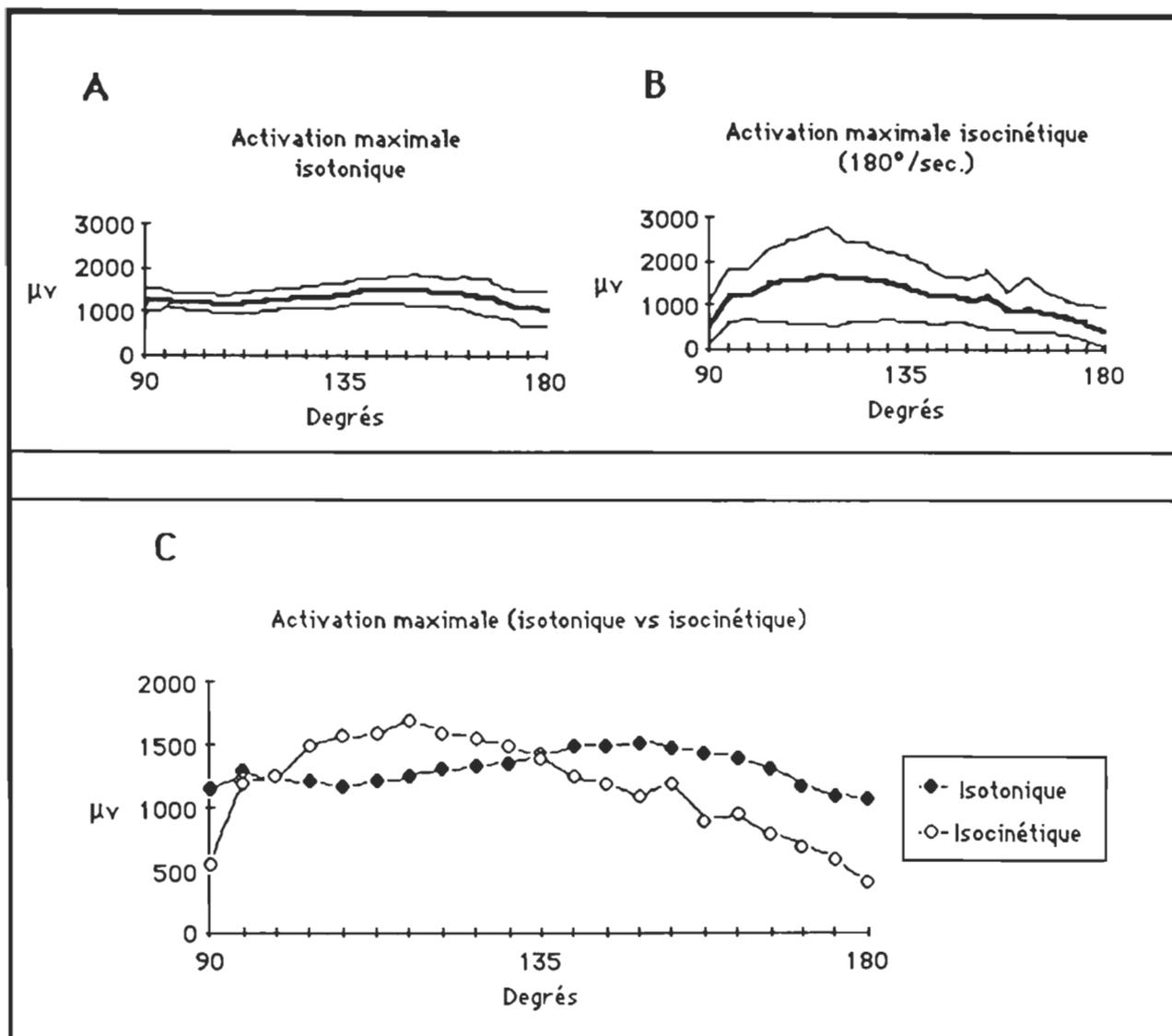


Figure 3. Moyenne plus ou moins un écart à la moyenne pour les extensions isotoniques (A), isocinétiques (B) et comparaisons des deux moyennes (C).

Tableau 1

Vitesses moyennes des extensions maximales

Sujet	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	X
Vitesse(°/s)	152	218	210	170	193	207	167	199	186	203	190.5

La comparaison sera effectuée par une analyse de la variance (plan AXBr). La variable A correspond aux deux études évaluées (2 niveaux) alors

que la variable B, représente l'évolution dans le temps de l'activité (11 niveaux). Les sujets étant évalués à la position 0% et par la suite à tous les 10% de l'activité jusqu'à 100%, nous retrouvons donc onze niveaux de B. Nous avons utilisé cette procédure étant donné qu'aucun logiciel disponible ne pouvait analyser 21 niveaux (à tous les 5%) de B. Les Tableaux 2 et 3 présentent les résultats de cette analyse.

Tableau 2

Résultats de l'analyse de la variance sur les résultats des extensions maximales (Plan AXBr)

Source de variation	<u>d l</u>	<u>c m</u>	<u>F</u>	<u>p</u>
A	1	1786322.6	1.079	.3126
S(A)	18	1655047.4		
B	10	1189361.4	7.453	.0000*
AXB	10	813779.6	5.100	.0000*
BXS(A)	180	159575.9		

*Significatif à $p < .05$

Tableau 3
Analyse des effets simples

Source de VARIATION	<u>d</u>	<u>d</u> e	<u>c</u> m	<u>c</u> me	F	p
A(B1)	1	18	1909002.05	175651.87	10.868	.004*
A(B2)	1	18	354046.05	543677.16	.651	.430
A(B3)	1	18	708761.25	693000.74	1.023	.325
A(B4)	1	18	646201.25	462387.32	1.398	.253
A(B5)	1	18	80137.80	267792.57	.299	.591
A(B6)	1	18	66125.00	153084.61	.432	.519
A(B7)	1	18	291611.25	252498.03	1.155	.297
A(B8)	1	18	856980.00	196623.17	4.358	.051
A(B9)	1	18	1240518.05	236340.14	5.249	.034*
A(B10)	1	18	2170087.05	115072.76	18.858	.000*
A(B11)	1	18	1600648.20	154678.22	10.348	.005*

*Significatif à $p < .05$

Nous pouvons observer dans les résultats de l'analyse de la variance (Tableau 2), que l'effet A (groupe isocinétique vs isotonique) et l'effet B (phase relative) sont respectivement non-significatif et significatif. Cependant, comme l'interaction (AXB) présente également un rapport F significatif, nous devons évaluer les effets simples à travers l'interaction et nous attarder sur la combinaison des deux sources de variation. Le choix d'évaluer l'interaction avec l'effet A est consistant avec le désir de vérifier s'il existe des différences à travers le déroulement de l'activité pour les deux méthodes. Le Tableau 3 nous présente des rapports significatifs de A en B1, B9, B10, B11. Ces résultats correspondent à des différences significatives lorsque l'amplitude du genou est à 90°, et à 160° et plus, d'extension. Ces différences peuvent être observées à la Figure 3. Pour expliquer la première différence significative, disons que dans l'étude de Normand (1987), lors des extensions maximales, il utilisait une position de départ égale à 90° contrairement à la méthode isotonique qui utilise une position de départ de 85°. Par conséquent, les sujets de Normand (1987) n'étant pas en mouvement à l'angle 90°, l'activité musculaire résultante

était donc moins élevée. En ce qui a trait aux autres rapports significatifs de A, ces différences peuvent s'expliquer par les caractéristiques inhérentes aux deux appareils de mesure, à savoir la vitesse constante pour l'appareil isocinétique et la charge constante pour l'appareil isotonique. En effet, l'extension est beaucoup plus difficile à terminer avec l'appareil isotonique qu'avec l'appareil isocinétique. Ce fait est explicable considérant qu'avec le dynamomètre isocinétique, seule la vitesse est importante, et même si la force exercée par la jambe n'est pas très élevée, l'extension pourra être complétée. Les résultats des moments de force isocinétiques présentés à la Figure 4 le représentent bien.

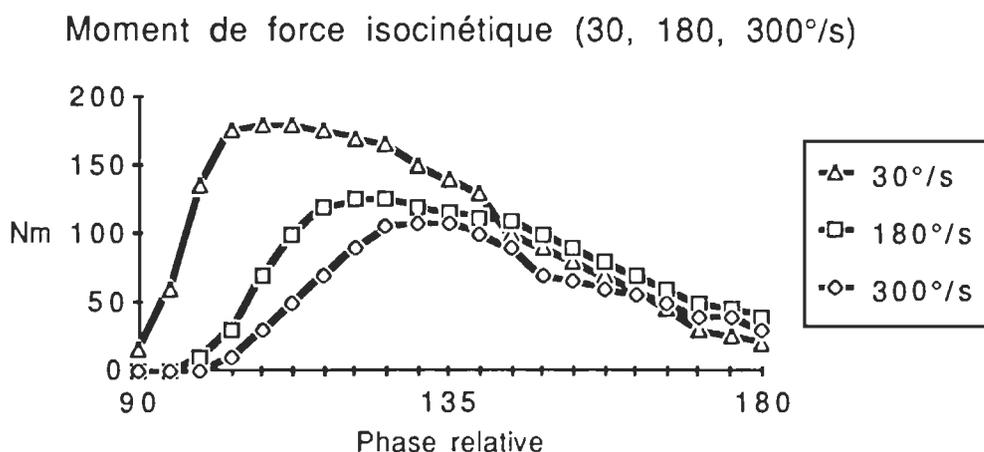


Figure 4. Moments de force isocinétiques à 30,180,et 300 °/s enregistrés dans l'études de Normand (1987).

En effet, les valeurs des moments de force diminuent et se rejoignent pratiquement à la fin de l'extension. Lorsque l'on compare ces résultats à ceux obtenus à la Figure 3, on comprend davantage pourquoi la courbe d'activation maximale isocinétique diminue considérablement en fin de mouvement. Les sujets ne peuvent produire une tension aussi soutenue qu'en début de mouvement ce qui se traduit par une diminution de l'activation musculaire. Pour la méthode isotonique, lorsque le sujet est parvenu à près de 130° d'extension, à cause de la position articulaire, il devient de plus en plus difficile de développer de la tension sur l'appareil. Voilà pourquoi le recrutement et l'augmentation de la fréquence des impulsions des unités motrices du muscle doivent être maximisés pour

terminer le mouvement. Avec la méthode isotonique, les valeurs d'activation maximales produites sont plus stables au niveau de l'inter-sujet (Figure 3). Par ailleurs, la technique isocinétique sous-évalue les valeurs de référence en fin d'extension (différence significative) pour une vitesse équivalente et pour une même position articulaire. Ces derniers résultats favorisent donc l'utilisation de la méthode isotonique.

EVALUATION DES POURCENTAGES D'UTILISATION MUSCULAIRE

Toutes les comparaisons précédentes sont importantes pour notre étude, considérant que nous voulons de prime abord faciliter l'accessibilité à des mesures de référence et augmenter la valeur des interprétations possibles. Ce que nous avons fait jusqu'à présent nous a permis de constater les différences existant entre les deux méthodes de mesure de références. Nous tenterons maintenant d'évaluer pour chacune des deux méthodes le pourcentage d'utilisation musculaire résultant de l'exécution d'activités journalières. Les moyennes superposées (moyenne de la moyenne des 10 sujets) des deux méthodes (isotonique et isocinétique) ainsi que le coefficient de corrélation de Pearson sont présentés à la Figure 5 et ce à tous les 5% donc pour 21 points. Le Tableau 4 pour sa part, présente les variances inter-sujets pour chaque tâche.

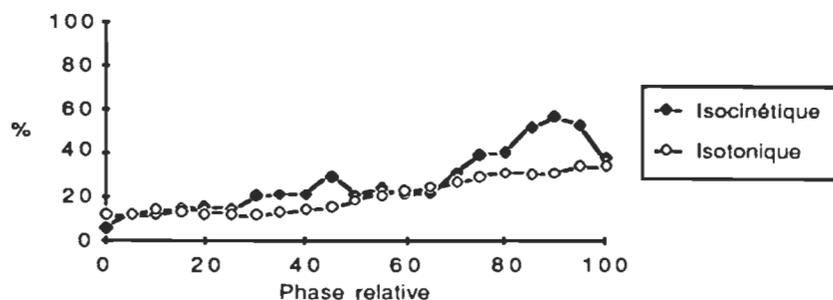
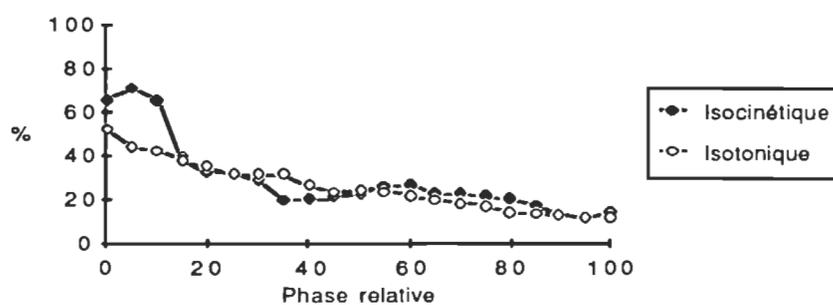
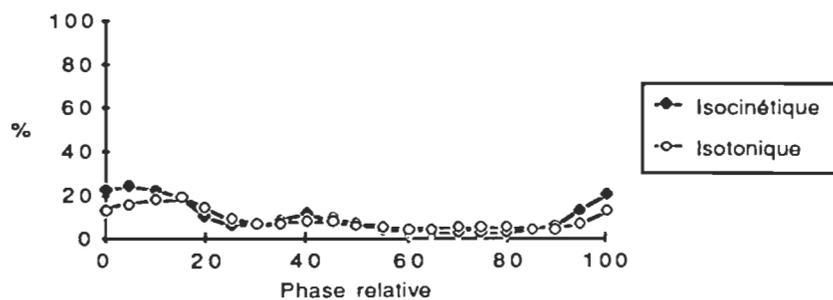
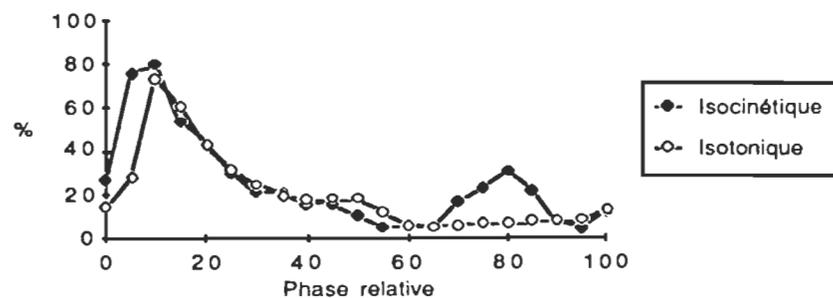
S'ASSEOIR SUR UNE CHAISE ($r=.88$)**SE LEVER D'UNE CHAISE ($r=.90$)****MARCHE ($r=.89$)****MONTÉE D'ESCALIER ($r=.80$)**

Figure 5. Comparaison entre les pourcentages d'utilisation musculaire mesurés avec les deux techniques.

Tableau 4
 Variations mesurées pour les deux études.

Phase	Chaise levée		Chaise assis		Marche		Montée d'escaliers	
	mouv.	isot.	isoc.	isot.	isoc.	isot.	isoc.	isot.
0	1132	6114	96	48	105	196	86	345
5	428	9337	96	93	93	217	500	918
10	243	8662	211	53	43	172	1449	1001
15	207	547	104	89	56	153	636	1312
20	178	445	43	79	33	79	189	412
25	126	545	41	49	14	15	86	155
30	172	347	41	188	5	14	48	101
35	135	271	51	108	8	41	24	141
40	56	112	51	161	18	124	57	79
45	116	204	52	419	15	55	82	109
50	53	223	83	183	6	44	112	54
55	65	298	94	195	3	12	21	7
60	35	249	75	95	2	7	8	6
65	37	193	51	122	3	4	2	9
70	24	110	54	339	9	4	4	962
75	21	234	107	597	11	3	4	3022
80	18	291	183	623	5	4	10	6991
85	25	173	195	1129	3	16	13	3575
90	15	99	191	1397	2	19	15	195
95	12	82	255	1540	6	28	22	31
100	9	638	162	1519	92	313	78	72
Moy.	148	1389	107	430	25	72	164	928

Nous pouvons remarquer en premier lieu dans le Tableau 4, que la variation retrouvée dans les résultats utilisant une référence isocinétique est plus grande que celle retrouvée avec l'utilisation de la référence isotonique. Il fallait s'y attendre considérant que la référence isocinétique est plus variable tant au niveau de l'amplitude qu'au niveau de l'écart-type lorsqu'on la compare à la méthode isotonique. En fait, la variance moyenne mesurée pour l'utilisation de la référence isocinétique est au moins deux fois et demi plus grande que celle mesurée pour la référence isotonique.

Quant à l'amplitude et au patron de courbe des pourcentages d'utilisation musculaire (Figure 5), beaucoup de ressemblances sont perçues entre les deux techniques utilisées. En effet, des corrélations d'environ .9 ont été observées pour la marche, s'asseoir et se lever d'une chaise, et de .8 pour ce qui a trait à la montée d'escaliers.

Afin de déterminer s'il existait des différences entre les deux méthodes, et où elles se situaient, nous avons effectué des analyses de la variance (plan AXBr) pour les quatre tâches (A correspondant aux deux méthodes et B, l'évolution de l'activité dans le temps à tous les 10%). Les résultats de ces analyses sont présentés dans le Tableau 5, alors que l'analyse des interactions (effets simples) dans le cas où elles étaient trouvées significatives sont présentées dans le Tableau 6. Il est à noter que les valeurs des pourcentages d'utilisation musculaire retrouvés dans les deux études et servant à calculer les ANOVA's ont été transformées de façon logarithmique étant donné que ces derniers se distribuaient suivant une fonction log (normale).

Tableau 5

Résultats de l'analyse de la variance pour les résultats de pourcentage d'utilisation (PlanAXBr)

CHAISE ASSIS				
Source de variation	<u>d l</u>	<u>c m</u>	<u>F</u>	<u>p</u>
A	1	0.419	.138	.7142
S(A)	18	3.028		
B	10	4.837	13.408	.0000*
AXB	10	1.021	2.829	.0028*
BXS(A)	180	64.937	.361	
CHAISE LEVÉE				
Source de variation	<u>d l</u>	<u>c m</u>	<u>F</u>	<u>p</u>
A	1	1.308	.524	.4785
S(A)	18	2.497		
B	10	4.569	22.425	.0000*
AXB	10	.222	1.089	.3730
BXS(A)	180	.204		
MARCHE				
Source de variation	<u>d l</u>	<u>c m</u>	<u>F</u>	<u>p</u>
A	1	.187	.109	.7445
S(A)	18	1.706		
B	10	5.854	40.300	.0000*
AXB	10	.489	3.365	.0005*
BXS(A)	180	.145		
MONTÉE D'ESCALIERS				
Source de variation	<u>d l</u>	<u>c m</u>	<u>F</u>	<u>p</u>
A	1	.579	.347	.5634
S(A)	18	1.670		
B	10	13.306	43.949	.0000*
AXB	10	.606	2.003	.0354*
BXS(A)	180	.303		

*Significatif à $p < .05$

Tableau 6
Analyse des effets simples

CHAISE ASSIS						
Source de VARIATION	<u>d</u> <u>l</u>	<u>d</u> <u>l</u> <u>e</u>	<u>c</u> <u>m</u>	<u>c</u> <u>m</u> <u>e</u>	<u>F</u>	<u>p</u>
A(B1)	1	18	4.447	.798	5.574	.030*
A(B2)	1	18	.015	.462	.032	.859
A(B3)	1	18	.048	.348	.138	.714
A(B4)	1	18	.461	.511	.902	.355
A(B5)	1	18	.517	.377	1.372	.257
A(B6)	1	18	.001	.472	.002	.961
A(B7)	1	18	.047	.251	.187	.670
A(B8)	1	18	.007	.358	.021	.887
A(B9)	1	18	.013	.398	.033	.857
A(B10)	1	18	.630	.568	1.110	.306
A(B11)	1	18	4.439	2.093	2.120	.163
MARCHE						
Source de VARIATION	<u>d</u> <u>l</u>	<u>d</u> <u>l</u> <u>e</u>	<u>c</u> <u>m</u>	<u>c</u> <u>m</u> <u>e</u>	<u>F</u>	<u>p</u>
A(B1)	1	18	.963	.313	3.081	.096
A(B2)	1	18	.078	.225	.347	.563
A(B3)	1	18	1.061	.346	3.069	.097
A(B4)	1	18	.196	.218	.902	.355
A(B5)	1	18	.083	.386	.214	.649
A(B6)	1	18	.252	.365	.690	.417
A(B7)	1	18	.440	.249	1.765	.201
A(B8)	1	18	.328	.177	1.854	.190
A(B9)	1	18	.850	.183	4.637	.045*
A(B10)	1	18	.085	.265	.321	.578
A(B11)	1	18	.738	.432	1.709	.208

MONTÉE D'ESCALIER						
Source de VARIATION	<u>d l</u>	<u>d l e</u>	<u>c m</u>	<u>c m e</u>	<u>F</u>	<u>p</u>
A(B1)	1	18	1.351	..488	2.767	.114
A(B2)	1	18	.108	.185	.587	.454
A(B3)	1	18	.002	.153	.014	.909
A(B4)	1	18	.229	.129	1.774	.200
A(B5)	1	18	.115	.277	.414	.528
A(B6)	1	18	2.085	.460	4.537	.047*
A(B7)	1	18	.301	.169	1.779	.199
A(B8)	1	18	.244	.638	.382	.544
A(B9)	1	18	.006	1.009	.006	.938
A(B10)	1	18	2.125	.703	3.023	.099
A(B11)	1	18	.075	.488	.155	.699

*Significatif à $p < .05$

Dans le Tableau 5, nous observons une interaction significative pour trois des quatre analyses de la variance. Etant donné que l'effet d'interaction est significative, les résultats de l'analyse de la variance ont été décomposés en leurs effets simples (Tableau 6). Pour la tâche "chaise assis", nous observons dans l'analyse des effets simples, un rapport F significatif entre les deux groupes A (isotonique et isocinétique) au niveau de B1 (0 % du cycle). Cette différence correspond au départ de l'activité, c'est-à-dire lorsque le genou est à moins de 100°. Pour la tâche "chaise levée", aucune différence significative n'est observée entre les deux études. Pour la tâche "marche", nous observons une différence significative entre les deux méthodes en B9 (80% du cycle). C'est à cet endroit également tout comme dans la tâche "chaise assis" que le genou atteint un angle d'environ 90°, soit au centre de la période de recouvrement. Pour ce qui a trait à la tâche "montée d'escaliers", nous retrouvons des différences significatives de A en B6 (50 % du cycle), endroits où le genou est à environ 180°.

Tous les résultats significatifs retrouvés dans les analyses de la variance viennent bien représentés les différences entre les deux

techniques de mesure. En effet, étant donné dans l'étude de Normand (1987), les sujets débutaient leurs extensions à un angle de 90°, les premières valeurs enregistrées n'étaient pas nécessairement au maximum, ce qui explique une sur-évaluation des pourcentages d'utilisation musculaire pour les positions articulaires se situant entre 90 et 100°. De plus, comme dans la référence isocinétique, l'activation musculaire diminue beaucoup vers la fin du mouvement contrairement à la référence isotonique, les pourcentages résultants sont également sur-évalués. Ces derniers résultats favorisent donc davantage l'utilisation de références isotoniques pour standardiser les signaux étant donné que les valeurs de référence sont moins variable (inter-sujet) et qu'elles possèdent une plus grande magnitude. La méthode isotonique permet d'obtenir une référence moins variable que la méthode isocinétique en plus de conserver la validité nécessaire dans l'évaluation des pourcentages d'utilisation musculaire. Si les références isocinétiques avaient été mesurées à toutes les vitesses possibles entre 0 et 300°/sec., et si les extensions avaient débuté à un angle inférieur à 90° nous aurions sans doute retrouvé des résultats isocinétiques beaucoup moins variables.

CONCLUSION

Il est indéniable que des différences individuelles soient présentes lorsqu'il s'agit d'occuper un emploi ou d'effectuer une tâche de travail. Ne pas en tenir compte peut s'avérer une erreur coûteuse tant au niveau de la santé des travailleurs qu'à la productivité de ces derniers. Le pourcentage d'utilisation musculaire se révèle être un bon atout lorsqu'il s'agit d'évaluer l'importance de la demande musculaire lors d'une activité. La méthode isotonique présente certains avantages sur la méthode isocinétique. En effet, en plus d'être plus simple d'utilisation (moins de mesures étant donné qu'il n'y a qu'une seule vitesse utilisée), les valeurs de références obtenues par la méthode isotonique sont beaucoup moins variables ce qui constitue une qualité importante lorsqu'il s'agit de référence. L'utilisation de cette technique permettra d'évaluer les travailleurs en vue d'une meilleure redistribution des tâches de travail. Elle pourra également servir à vérifier l'état d'un travailleur blessé après un traitement quelconque et nous signaler dans quelle mesure ce dernier s'est rétabli en comparant ses résultats à une courbe de référence.

BIBLIOGRAPHIE

- Arsenault, A. B.(1983). A variability study of EMG profiles in overground and treadmill walking in humans. Dissertation abstracts international, 43 (9).
- Bigland, B. et O. C. J. Lippold.(1954). The relation between force velocity and integrated electrical activity in human muscle. J. of Physiology., 123, 214-224.
- Brandell, B.R.(1978). Functional roles of the calf and vastus muscles in locomotion. Am. J. Phys. Med., 56,59-74.
- Bouisset, S.(1973). EMG and muscle force in normal activities. J. E. Desmrdt New development in electromyography and clinical neurophysiology. Karger, Basel., vol. 1, 547-583.
- Carlton, L. G. et Km M. Newell.(1985). Force variability in isometric task. in Biomechanics IX A. D. Winter et al. Eds Human Kinetics Publishers Inc. , 128-132.
- Cavanagh, P. R. et R. J. Gregor.(1975). Knee joint torque during the swing phase of normal treadmill walking. J. Biomech., 8, 337-344.
- Chaffin, D. B. , Andersson G. B. J.(1984). Occupational biomechanics. John Wiley & Sons Inc.
- Delagi,E.F.,A.Perotto,J.lazzetti et D.Morrison.(1975). Anatomic guide for the electromyographer., Charles C. Thomas publisher.
- Dubo, H. , M. Peat, D. A. Winter, A. O. Quanbury, T. Steenke et R. Grahame.(1976). Telemetered electromyography - temporal analysis of gait: part I - normal locomotion. Arch. Phys. Med. Rehabil., 57, 415-420.
- Gordon, A. M., A. F. Huxley et F. J. Julian.(1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. J. Physiol., 184, 170-192.

- Hagberg, M.(1979). The amplitude distribution of surface EMG in static and intermittent static muscular performance. Eur. J. Appl. Physiol., 40, 265-272.
- Hof, A. L.(1984). EMG and muscle force: an introduction. Hum. mov. Sc., 3,119-153.
- Jonsson, B.(1976). Evaluation of the myoelectric signal in long-term vocational electromyography. In Biomechanics VI-a. University Park Press, Baltimore, MD., 509-514.
- Jonsson, B., M. Hagberg et S. Sima.(1981). Vocational electromyography in shoulder muscles in an electronic plant. In Biomechanics VII-B, University Park Press, Baltimore, MD., 10-15.
- Jonsson, B.(1982). Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work. J. Human Ergology., 11,73-88.
- Jonsson, B., L. Brundin, I. M. Hagner, I. Coggman et J. Sondell.(1985). Operating a forwarder: an electromyographic study. In Biomechanics IX, Human Kinetics., 21-26.
- Knutsson, E. et A. Martensson.(1980). Dynamic motor capacity in spastic paresis and its relation to prime mover dysfunction, spastic restraint and antagonist co-activation. Scand. J. Rehabil. Med., 12, 93-106.
- Knutsson, E. et C. Richards.(1979). Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. Brain., 95, 475-486.
- Lyons, K. L., J. Perry, J. K. Gromley, L. Barnes et D. Antonelli.(1983). Timing and relative intensity of hip extensor and adductor muscle action during level and stair ambulation. Phys. Ther., 63(10), 1597-1605.
- Milner, M., J. V. Basmajian et A. O. Quanbury.(1971). Multifactorial analysis of walking by electromyography and computer. Am. J. Phys. Med., 50, 235-258..
- Moritz, U., G. Svantesson et D. Haffajee.(1973). A biomechanical study of muscle torque as affected by motor unit activity, length-tension relationship and muscle force lever. In New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology. A. D. Winter et al. Eds J. E. Desmedt, Vol 1, 675-682.

- Nelson, A. J., M. Moffroid et R. Whipple.(1973). The relation of integrated electromyographic discharge to isokinetic contractions. In: J. E. Desmedt (ed). New developments in electromyography and clinical neurophysiology. Karger, Basl., vol. 1, 584-595.
- Normand, M. C.(1987). Calibration physiologique de l'activation musculaire au cours de mouvements simples et complexes. Thèse de doctorat, Université Laval, Québec.
- Osternig, L. R. , B. T. Bates et S. L. James.(1977). Isokinetics and isometric torque force relationship. Arch. Phys. Med. , 58, 254-257.
- Richards, C. L.(1980). Dynamic muscle function in normal, pathological and prosthetic knee joints. Thèse de doctorat, Université McGill, Montréal.
- Richards, C. L.(1985). EMG activity level comparisons in quadriceps and hamstrings in five dynamic activities. In: Biomechanics IX-A. Human Kinetic Publisher, Champaign, IL., 313-317.
- Richards, C. L.(1981). Dynamic strength characteristics during isokinetic knee movements in healthy women. Physiother. Can., 33(3), 2-11.
- Shiavi, R., S. Champion, F. Freeman et P. Griffin.(1981). Variability of EMG patterns for level-surface walking through a range of self-selected speeds. Bull. Prosthet. Res., 18, 5-14.
- Sukop, J. et R. C. Nelson.(1974). Effect of isometrical training on the force-time characteristics of muscle contraction. In: R. C. Nelson et C. A. Morhouse (eds), Biomechanics IV, University Park Press, Baltimore, MD., 440-447.
- Tata, J. A., M. Peat, R. E. Grahame et A. O. Quanbury.(1983). The normal peak of electromyographic activity of the quadriceps femoris muscle in the stair cycle. Anat. Anz. Jena., 153, 175-188.
- Wamlsey, B., J. A. Hodgson et R. E. Burke.(1978). Forces produced by medial gastrocnemius and soleus muscles during locomotion in freely moving cats. J. Neurophysiol. , 41, 1203-1216.

- Willems, E. J.(1973). The relationship between the rate of tension development and the strength of voluntary isometric muscular contraction in man. In: Biomechanics III, University Park Press, Baltimore, MD., 218-223.
- Winter, D. A.(1979). Biomechanics of human movement., Toronto, John Wilney and Sons.
- Yang, J.F. et D.A. Winter.(1985). Surface EMG profiles during different walking cadences in humans. EEG Clin. Neurophysiol., 60, 485-491.

ANNEXE 1.QUESTIONNAIRE1. Identité:

_____	Sexe: M ___ F ___
Nom et prénom	Poids: _____
_____	Taille: _____
Adresse: numéro rue	Age: _____
_____	N° tél.: R. _____
Ville	B. _____

2. Histoire médicale:2.1 Antécédents personnels:

2.11 Avez-vous déjà souffert d'une maladie nécessitant les soins du médecin ou une hospitalisation?

	<u>Maladie</u>	<u>Date</u>
a)	_____	_____
b)	_____	_____
c)	_____	_____

2.12 Avez-vous déjà été opéré? OUI ___ NON ___ DATE _____

Si oui, détails: _____

2.13 Avez-vous déjà eu une fracture ou une entorse?

OUI ___ NON ___ DATE _____

Si oui, détails: _____

2.2 Antécédents familiaux

	<u>PÈRE</u>		<u>MÈRE</u>		<u>FRÈRE & SOEUR</u>	
	oui	non	oui	non	oui	non
a) cancer	—	—	—	—	—	—
b) cardiaque	—	—	—	—	—	—
c) diabète	—	—	—	—	—	—
d) obésité	—	—	—	—	—	—
e) rhumatisme	—	—	—	—	—	—

2.3 Maladie actuelle: — Souffrez-vous de:

	oui	non
mal de tête	—	—
dépression	—	—
étourdissement	—	—
bourdonnements d'oreille	—	—
convulsion (épilepsie)	—	—
difficulté à voir	—	—
difficulté à entendre	—	—
trouble cardiaque	—	—
rhumatisme articulaire aigu	—	—
scoliose	—	—
cyphose	—	—
lordose	—	—
hallux valgus	—	—
durillons	—	—
problèmes d'orteil	—	—
problèmes de pied	—	—
problèmes de cheville	—	—
problèmes de genou	—	—
problèmes de hanche	—	—
haute pression artérielle	—	—
douleurs articulaires et raideur	—	—
mal de dos	—	—

ANNEXE 2**Caractéristiques des sujets**

SUJET	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
AGE	23	18	21	18	21	22	33	22	24	21
POIDS(kg)	67.5	75.0	77.5	68.0	70.5	82.0	70.5	84.5	75.0	73.5
TAILLE(cm)	165	165	175	175	142	177	165	180	172	175