

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE

PRÉSENTÉ À

UNIVERSITÉ DU QUÉBEC À TROIS-RIVIÈRES

COMME EXIGENCE PARTIELLE

DE LA MAÎTRISE EN SCIENCES DE L'ACTIVITÉ PHYSIQUE

PAR

JACQUES TRAHAN

MODÉLISATION DU MOMENT DE FORCE À PARTIR  
DE L'ACTIVITÉ ÉLECTROMYOGRAPHIQUE, DE L'ANGLE ET  
DE LA VITESSE ANGULAIRE DU SEGMENT

AVRIL 1991

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.

## RESUME

En biomécanique, plusieurs auteurs se sont intéressés à la prédiction de la force musculaire au moyen de paramètres mesurables. La littérature est bien documentée sur les relations activation musculaire (EMG) vs force, force vs longueur du muscle et force vs vitesse, mais ces données apparaissent isolées les unes des autres et elles n'ont pas encore donné lieu à des tentatives systématiques d'intégration et de modélisation. A partir de différents auteurs, un modèle de prédiction de la force, lors d'une contraction dynamique, a été élaboré dans la forme suivante, en unissant les relations déjà trouvées:

$$\text{force} = \text{facteur EMG} \times \text{force théorique (EMG standard)} \times \text{facteur vitesse.}$$

L'équation prédictive tient compte de trois facteurs, soit l'activité électromyographique (EMG), la position du segment (longueur du groupe musculaire) et la vitesse angulaire du segment (vitesse de contraction). Les extenseurs de la jambe (Rectus Femoris, Vastus Lateralis, Vastus Medialis) ont été utilisés et 6 sujets ont participé à l'étude. Le protocole était composé d'efforts isométriques à différentes intensités (25 %, 50 %, 75 % et 100 % de l'effort maximal) et à différentes positions (90°, 100°, ..., 170°) ainsi que des contractions dynamiques maximales avec différentes charges (40 lbs, 70 lbs et 100 lbs) pour simuler des vitesses variées. Il a été ainsi possible d'adapter un modèle spécifique pour chacun des sujets. L'étude a démontré que le muscle Vastus Lateralis était plus sensible que les autres à la prédiction de la force selon une relation linéaire. C'est pourquoi il a été retenu lors de l'étude.

Le *facteur EMG* a été estimé en utilisant une équation du premier degré et il a été calculé à partir de quatre intensités d'effort (25 %, 50 %, 75 % et 100 %) pour trois positions (90°, 120° et 150°). Les corrélations entre l'équation de prédiction du facteur et les valeurs se distribuent de 0.70 à 0.96 d'un sujet à l'autre. La courbe de force théorique a été élaborée en utilisant le *facteur EMG* pour évaluer quelle serait la force déployée à chacune des positions (90° à 170°) si l'activité EMG était constante. La précision de cette courbe est démontrée par les corrélations suivantes en utilisant une équation de prédiction du deuxième degré : 0.95, 0.98, 0.67, 0.98, 0.93, 0.82 selon les 6 sujets. Le *facteur vitesse* a été beaucoup plus difficile à évaluer même avec une régression multiple utilisant deux facteurs d'évaluation (vitesse et position); la précision de la prédiction de ce facteur est très basse :  $r^2 = 0.49, 0.47, 0.33, 0.29, 0.29$  pour les sujets no. 1, 3, 4, 5 et 6. Ce résultat laisse sous-entendre que des facteurs autres que l'activité EMG, la position et la vitesse du segment, influencent la force. Pour le modèle complet, nous avons observé des coefficients de corrélation  $r^2$  de 0.58 à 0.91 entre la force mesurée et la force prédite. Il faut cependant noter que l'erreur de prédiction est relativement élevée et qu'elle se distribue différemment d'un sujet à l'autre.

En conclusion, le modèle fournit une précision acceptable tant que l'analyse porte sur des contractions isométriques. La présente étude permet donc de dégager certaines suggestions quant à l'amélioration du modèle, même si certains facteurs tels la fatigue musculaire et la récupération de l'énergie élastique sont difficiles à contrôler. Ainsi, l'utilisation d'une moyenne pondérée de l'activité musculaire provenant des trois muscles plutôt que d'un seul, l'emploi de contractions isocinétiques plutôt qu'isotoniques ainsi que l'utilisation d'un

filtre passe-bas de 1 ou 2 Hz sur les données brutes, permettraient sans doute d'améliorer la performance du modèle.

## REMERCIEMENTS

Mes remerciements pour la réalisation de ce mémoire scientifique à mon directeur de recherche, monsieur Martin Normand, Ph.D., professeur au Département des sciences de l'activité physique (DSAP), pour sa direction; ce mémoire a pu être écrit, dans une large mesure, grâce aux connaissances qu'il m'a transmises.

A mon co-directeur de recherche, monsieur Louis Laurencelle, Ph.D., également professeur au DSAP, pour sa co-direction consciencieuse et plus particulièrement pour avoir orienté et critiqué de façon constructive la recherche mathématique nécessaire à l'élaboration du modèle. A mon épouse, Lisa Paulin, pour la pertinence de ses critiques et son support lors de la rédaction du mémoire.

Je tiens également à remercier les sujets pour avoir fait preuve de patience et avoir bien voulu se soumettre aux efforts nécessités par le protocole et aux attentes dues au matériel expérimental. Enfin, je veux signaler le support technique apporté par monsieur Pierre Black lors de la programmation, ainsi que l'apport particulier de messieurs Claude Brouillette, technicien en électronique au département, et Pierre Brassard, directeur de l'atelier de mécanique de l'université, pour leur aide lors de la construction et de l'installation du montage expérimental.

## TABLE DES MATIERES

RESUME.....	i
REMERCIEMENTS.....	iv
LISTE DES TABLEAUX.....	viii
LISTE DES FIGURES.....	ix
CHAPITRES	
I. INTRODUCTION.....	1
Rationel.....	2
Relation EMG-force .....	2
Relation tension-longueur (force-angle).....	4
Relation tension-vitesse (force-vitesse angulaire).....	5
II. DEMARCHE GENERALE.....	7
Limites du modèle .....	8
1) La fatigue du sujet .....	8
2) La machine d'extension de jambe.....	8
Calcul de la relation EMG-force (facteur EMG).....	9
Première étape .....	10
Deuxième étape.....	11
Troisième étape.....	12
Quatrième étape.....	13
Calcul de la courbe de force théorique (EMG standard) vs l'angle .....	15
Première étape .....	15
Deuxième étape.....	16
Calcul de la relation force-vitesse (facteur vitesse) .....	17
Première étape .....	18

	Deuxième étape.....	19
	Troisième étape.....	20
	Quatrième étape.....	21
	Cinquième étape.....	22
	Sixième étape .....	23
III.	METHODOLOGIE .....	24
	Sujets.....	24
	Acquisition des données .....	25
	Procédures expérimentales .....	27
	Partie A.....	28
	Partie B.....	28
	Partie C.....	29
	Partie D.....	29
	Analyse des résultats .....	29
IV.	RESULTATS.....	31
	Choix du muscle.....	31
	Calcul du facteur EMG.....	34
	Courbe de force standardisée (EMG standard).....	40
	Calcul du facteur vitesse .....	46
	Modèle complet .....	47
V.	DISCUSSION.....	54
VI.	CONCLUSION.....	61
	REFERENCES.....	63
	ANNEXE A : Formulaires utilisés .....	66
	ANNEXE B : Calculs effectués pour le sujet no 3 .....	69



ANNEXE C : Programme de calcul du facteur vitesse. ....	76
ANNEXE D : Résultats imprimés du programme de calcul du facteur vitesse.....	80
ANNEXE E : Utilisation du logiciel de régression multiple.....	82

## LISTE DES TABLEAUX

### Tableau

1. Caractéristiques des sujets.....	24
2. Coefficients $r^2$ des équations linéaires de prédiction de force en fonction de l'activité EMG des différents muscles. ....	33
3. Coefficients $r^2$ et équation de prédiction du facteur EMG pour chaque sujet. ....	36
4. Coefficients $r^2$ et équations de prédiction de la courbe de force standardisée en fonction de l'angle pour chaque sujet .....	44
5. Coefficients $r^2$ entre l'équation linéaire de prédiction de force mesurée et calculée théoriquement (EMG standard) en fonction de l'angle.....	45
6. Coefficients $r^2$ et équations de prédiction du facteur vitesse en fonction de la vitesse et de la position de la jambe.....	47
7. Coefficients $r^2$ entre la force prédite par le modèle et la force mesurée lors de contractions maximales (données utilisées entre 100 et 170 degrés) avec des charges de 40, 70 et 100 lbs.....	48

## LISTE DES FIGURES

### Figure

1.	La relation entre l'activité électromyographique et la force d'après Lippold (1952).....	3
2.	Schéma de la relation force-longueur sans (a) et avec (b) le tissu conjonctif élastique d'après Inman et Ralston, 1952 .....	5
3.	(a) La relation force-vitesse selon Hill (1938), (b) ainsi que celle selon Perrine et Edgerton (1978) .....	6
4.	Courbes fictives de la relation entre l'activité électromyographique et la force fournie par le sujet pour quatre niveaux d'effort selon trois angles différents .....	11
5.	Prolongement théorique de chacune des courbes vers l'activité musculaire maximale enregistrée (EMG standard) .....	12
6.	Division de chaque courbe par la force estimée pour l'activité EMG standard .....	13
7.	Relation escomptée entre la facteur EMG et l'activité électromyographique.....	14
8.	La force (a) et l'activité électromyographique (b) mesurées lors d'efforts "maximaux" pour différents angles de la jambe (données fictives) .....	15
9.	Courbe fictive de la force théorique fournie par un individu pour une activité électromyographique standard .....	17
10.	Données brutes (a) et traitées (b) d'activité EMG lors des essais dynamiques .....	19
11.	Courbe du déplacement en fonction du temps .....	20
12.	Courbe de la vitesse en fonction du temps .....	20
13.	Courbes de force divisées par le facteur EMG pour différents essais dynamiques .....	21
14.	Courbes fictives de force divisées par le facteur EMG en fonction de la vitesse angulaire pour différentes positions de la jambe .....	22
15.	Le facteur vitesse en fonction de la vitesse angulaire.....	23
16.	La machine d'extension de la jambe.....	26
17.	Relation entre le facteur EMG et l'activité EMG du vastus lateralis. ....	37
18.	Courbes de prédiction de force pour une activité électromyographique standard (EMG standard) en fonction de la position de la jambe. ....	41
19.	Courbes de force mesurée et prédite pour des charges de 40, 70 et 100 lbs lors d'efforts maximaux entre des positions de 100 à 170 degrés pour les sujets no. 1, 3 ,4 ,5 et 6. ....	49

## CHAPITRE I

### Introduction

Chaque année, des millions de dollars sont dépensés en compensation pour les blessures au travail. Souvent, les blessures pourraient être évitées si le travailleur était mieux sélectionné ou si le poste de travail était conçu pour tenir compte des capacités physiques de l'individu. En effet, le travailleur est parfois soumis à une trop grande charge de travail pour ses capacités.

L'un des grands problèmes dans l'évaluation des postes de travail est de déterminer l'effort fourni par le travailleur. En effet, contrairement aux expérimentations faites en laboratoire, il peut être ardu de déterminer les forces exercées par les muscles lorsqu'on se retrouve en milieu de travail. Pour l'employeur, il est pertinent de savoir si la tâche est trop difficile pour un individu en particulier ou si la technique de travail est mal conçue.

Une façon suggérée pour quantifier un effort spécifique est de l'exprimer en pourcentage de l'effort maximal. Par exemple, sachant que pour une extension de jambe de type isométrique à un angle de 70 degrés, le moment de force maximal fourni est de 150 N.-m., si une personne dans une tâche quelconque impliquant le même type d'extension doit fournir un moment de force de 75 N.-m., nous pouvons supposer qu'elle travaille alors à 50 % de sa capacité maximale.

En milieu de travail, il est habituellement difficile de mesurer les forces en raison de l'équipement requis pour ce faire: plate-forme de force, caméras pour l'analyse tri-dimensionnelle du mouvement. D'un autre côté, l'analyse musculaire

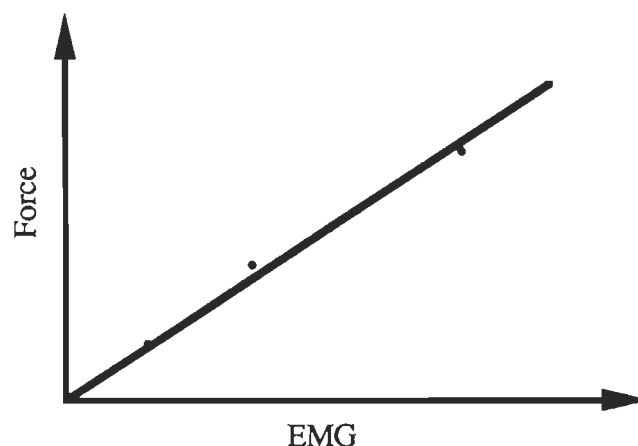
demande un appareillage plus limité et la littérature est assez bien documentée sur les relations entre l'EMG et la force (ou le moment de force produit par le muscle). Cependant, la question demeure entière : Avec quelle précision pouvons-nous estimer la force à partir de l'EMG?

### Rationnel

Nous voulons donc savoir jusqu'à quel point la littérature nous permet de modéliser le moment de force à partir de l'EMG. Dans des mouvements dynamiques, trois principaux facteurs affectent le moment de force produit par le muscle, soit l'activation du muscle, la longueur du muscle et son bras de force et en dernier lieu, la vitesse angulaire. Nous devons donc étudier de quelle façon chacun de ces facteurs peut influencer la force produite par un groupe musculaire.

### Relation EMG-Force

Dans la plupart des cas, les auteurs (Inman, Ralston, Saunders, Feinstein et Wright, 1952; Lippold, 1952; Sherrer, Bourguignon et Marty, 1957; Sherrer et Bourguignon, 1959; Bergstrom, 1959; Ralston, 1961; Jones et Hunter, 1982; Laurence et De Lucas, 1983; Hof, 1984) ont trouvé une relation linéaire entre l'EMG et la force isométrique. Quant aux contractions dynamiques, Bigland et Lippold (1954) ont trouvé des corrélations (linéaires) de 0,88 à 0,93 (Figure 1) entre ces dernières et l'activité électromyographique.



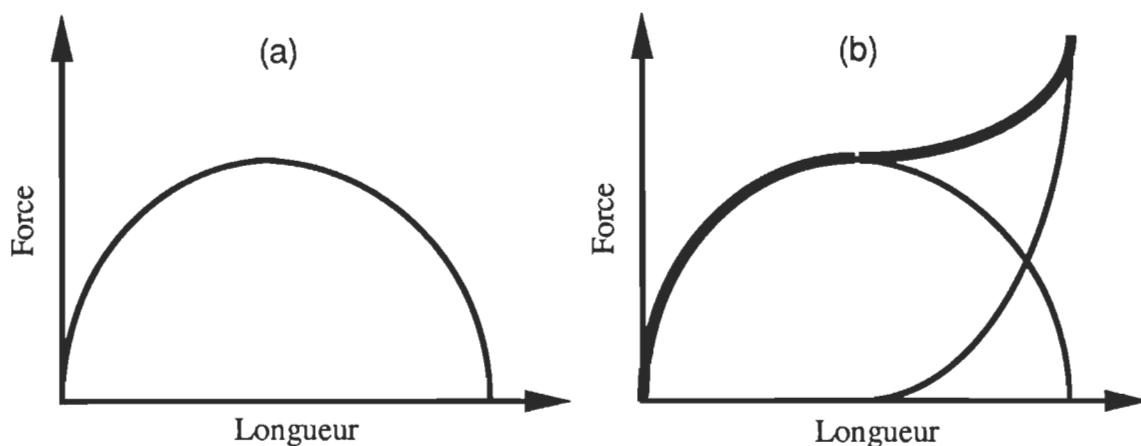
**Figure 1.** La relation entre l'activité électromyographique et la force d'après Lippold (1952).

Cependant, il se peut que la relation devienne non-linéaire dans les conditions suivantes. Certains facteurs techniques tels que l'appareillage ou la disposition des électrodes (Moller, 1966) peuvent entraîner une relation non-linéaire. L'enregistrement concomitant de muscles synergistes peut aussi modifier le patron d'EMG (Bouisset et Goubel, 1973). Les muscles composés d'environ 50% de fibres à contraction rapide et 50% de fibres à contraction lente ainsi que ceux utilisant principalement le recrutement d'unités motrices plutôt que l'augmentation de la fréquence de décharge donneraient aussi bien à des relations non-linéaires (Bigland-Ritchie, Kukulka et Woods, 1980). L'étirement du muscle (Kosey, Normand et Winter, 1982) et des efforts à plus de 90 % du maximum (Vredenberg et Koster, 1966) sont aussi des causes de non-linéarité. Il faut de plus surveiller le travail des muscles antagonistes (Messier, 1970), qui peuvent augmenter la tension fournie par les muscles agonistes. Nous devons donc contrôler, lors de

l'expérimentation, la nature de la relation EMG-moment de force en tenant compte de tous les facteurs énoncés précédemment.

#### Relation tension-longueur (Force-Angle)

Le muscle est composé d'un élément actif, qui est la fibre musculaire, et d'un élément passif qui est le tissu conjonctif élastique. La fibre musculaire développe une tension lorsqu'elle est active; la tension maximale qui peut être développée en fonction de la longueur se représente graphiquement comme une parabole inversée (Inman et Ralston, 1952) (Figure 2). Le tissu conjonctif élastique génère une tension lorsque le muscle est étiré au-delà de sa longueur de repos. Il est à noter que cette tension élastique n'est pas influencée par l'activité EMG. La Figure 2 nous montre d'abord la tension développée par les composantes contractiles du muscle (a) ainsi que la tension générée par les deux facteurs (composantes contractiles et élastiques) (b) en fonction de la longueur. Etant donné que dans notre cas, la longueur de chacun de ces muscles change constamment lors du mouvement le protocole devrait nous permettre de tracer une courbe force-angle pour chaque individu.



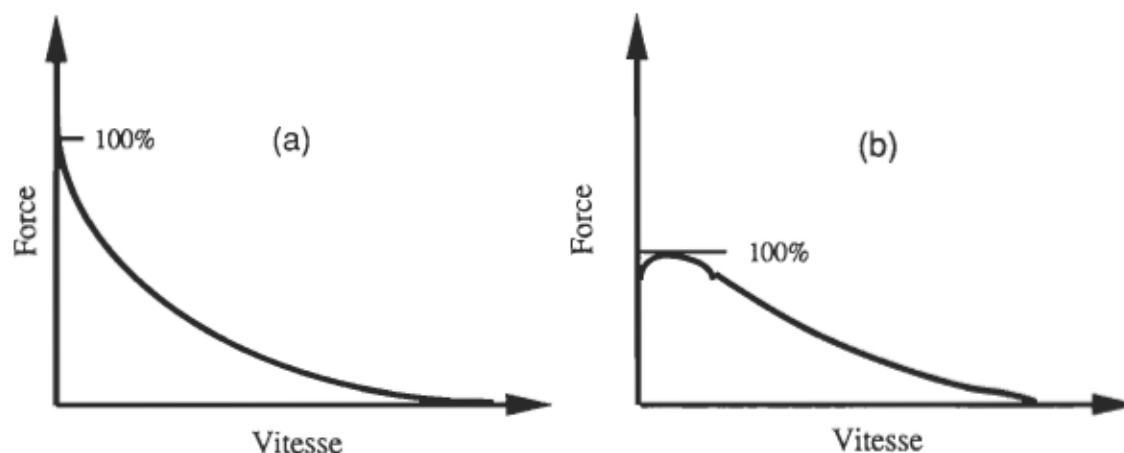
**Figure 2.** Schéma de la relation force-longueur sans (a) et avec (b) le tissu conjonctif élastique d'après Inman et Ralston, 1952.

#### Relation tension-vitesse (force-vitesse angulaire)

Lors d'une contraction concentrique, la tension maximale développée par le muscle diminue si on augmente la vitesse du mouvement. Deux raisons motivent cette affirmation. D'une part, plus la vitesse de mouvement est grande, plus les ponts entre l'actine et la myosine doivent se briser pour créer de nouveaux ponts. Par conséquent, les ponts qui génèrent une tension durent moins longtemps. D'autre part, les composantes du muscle ont une certaine viscosité qui doit être combattue lors d'un mouvement (Winter, 1979). Parmi les modèles les mieux connus pour expliquer la relation force-vitesse, Fenn et Marsh (1935) ont trouvé la relation suivante:  $V = V^{\circ} e^{P/B} - KP$ , où  $V^{\circ}$  est la vitesse maximale,  $P$  est la force et  $B$  et  $K$  sont des constantes. Cependant, la relation la plus utilisée est l'équation de Hill (1938), développée en rapport avec les principes de la thermodynamique:  $(P+a)(V+b) = (P^{\circ}+a)b$ , où  $P$  est la force,  $V$  est la vitesse,  $P^{\circ}$  est la force maximale (contraction isométrique) et  $a$ ,  $b$  sont des constantes. Cette équation s'apparente à



une équation de puissance ( $\text{Puissance} = \text{Force} \times \text{Vitesse}$ ). La Figure 3 nous montre la relation générale entre la tension et la vitesse du mouvement. Cependant, les études de Perrine et Edgerton (1978) ont trouvé que la relation ressemblerait plus en réalité à la partie (b) de la figure qu'à la partie (a).



**Figure 3.** (a) La relation force-vitesse selon Hill (1938), (b) ainsi que celle selon Perrine et Edgerton (1978).

Notre protocole devra donc comporter des essais dynamiques permettant de reconstruire cette relation spécifiquement pour nos besoins et aussi de vérifier la véracité du modèle. Noter qu'à la Figure 3b, le maximum de force n'apparaît pas en situation isométrique.

## CHAPITRE II

### Démarche générale

A la lumière des relations données par la littérature, nous proposons le modèle suivant de la relation entre la force et ses constituants premiers: la longueur du muscle et son bras de force, la force musculaire et la vitesse de contraction.

$$\text{Force} = \text{Force théorique EMG standard} \times \text{Facteur EMG} \times \text{Facteur vitesse}$$

Nous voulons donc retrouver le moment de force fourni au temps  $t$  à partir de l'angle de la jambe, de l'activité musculaire et la vitesse angulaire de la jambe. Nous avons déjà vu que les relations EMG-force et force-vitesse sont très bien documentées et assez simples. De plus, ces relations s'adaptent assez bien à tous les individus. Nous voulons avant tout modéliser une courbe de force par rapport à l'angle de la jambe pour chaque individu pour une activité musculaire standard et un effort isométrique. Ainsi, nous saurons le comportement du sujet lorsque deux des trois variables considérées seront fixées. Notre protocole doit donc permettre de modéliser cette courbe de force en fonction de l'angle. Il est facile de réaliser des contractions isométriques, cependant il est très difficile (pour ne pas dire impossible) d'obtenir toujours la même activité EMG expérimentalement. Nous voulons donc utiliser la relation EMG-force pour reproduire la courbe avec une activité EMG standard puisqu'en toute probabilité, les activités musculaires obtenues expérimentalement seront différentes les unes des autres. La relation

force-vitesse pourra être trouvée en dernier lieu puisque nous avons besoin des deux premières relations (EMG-force et angle-force) pour en élaborer le calcul. Donc, la démarche générale des diverses étapes est la suivante:

- Calcul de la relation EMG-force.
- Calcul de la relation force-angle (EMG standard) à l'aide de la relation EMG-force, qui permet d'extrapoler la force correspondant à un EMG standard et maximal.
- Calcul de la relation force-vitesse (EMG standard) à l'aide de la relation EMG-force et de la relation force-angle.

#### Limites du modèle.

Deux aspects techniques de l'expérience limiteront sérieusement le modèle:

##### 1) La fatigue du sujet.

Etant donné qu'il n'est pas possible de répartir l'expérimentation sur plusieurs séances, à cause des différences dans les mesures lorsqu'on déplace ou change les électrodes, toutes les mesures doivent être effectuées au cours d'une seule séance. Comme on demande au sujet d'effectuer plusieurs contractions maximales, la fatigue peut intervenir et altérer les mesures tardives. Il faudra donc minimiser le nombre d'essais, ce qui fournira un nombre restreint de mesures pour bâtir le modèle.

##### 2) La machine d'extension de jambes.

Puisque nous n'utilisons pas un dynamomètre isocinétique (i.e à vitesse angulaire constante), les courbes de moment de force en fonction de la vitesse ne

seront pas obtenues directement. Nous devons bâtir ces courbes à partir de contractions maximales où la vitesse, l'activité musculaire, le déplacement et le moment de force varient constamment. C'est aussi pour cette raison que l'interaction de la vitesse avec la relation EMG-moment de force ne sera pas mesurée, ce qui aurait été plus facile en utilisant un dynamomètre isocinétique.

#### Calcul de la relation EMG-force (Facteur EMG).

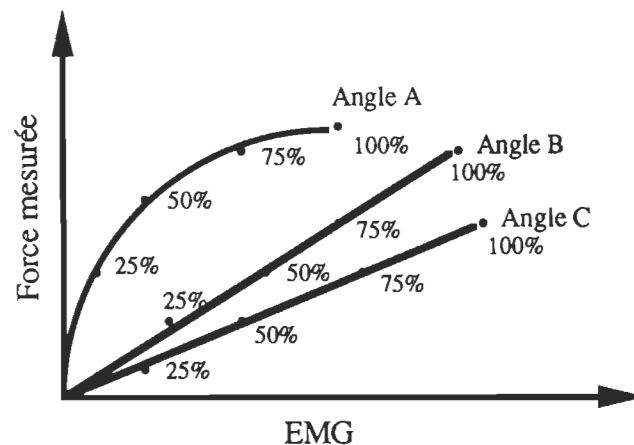
Notre protocole doit comporter une section pour évaluer la relation EMG-force, qui est très importante puisqu'elle est non seulement une partie intégrante du modèle, mais qu'elle sert à calculer la courbe de force standard (EMG standard) et la courbe du facteur multiplicatif vitesse EMG-vitesse.

Dans la littérature, beaucoup d'auteurs obtiennent des relations linéaires entre le moment de force et l'activité musculaire. L'expérimentation a donc été limitée à quatre niveaux (25 %, 50 %, 75 % et 100 %) de moments de force pour trois angles de la jambe (90°, 120° et 150°), afin de vérifier si la position de la jambe joue un rôle important dans la relation EMG-force. L'activité musculaire de trois muscles extenseurs de la jambe (Rectus Femoris: RF, Vastus Lateralis: VL et Vastus Medialis: VM) a été mesurée ainsi que l'activité du fléchisseur principal (Biceps Femoris longue position) pour nous assurer qu'il n'agit pas en co-activation lors des essais, ce qui fausserait le modèle. D'après la littérature (Winter, 1979), chacun des muscles extenseurs de la jambe contribue différemment à des degrés divers à l'extension de la jambe.

Bien qu'un seul des trois muscles précités sera utilisé pour le modèle final, l'activité de chaque muscle sera analysée ainsi que l'activité moyenne des trois muscles. Ce qui donnera les meilleurs résultats au point de vue de la simplicité et de la précision sera choisi. Les premiers calculs décrits ci-dessous seront effectués avec les trois muscles extenseurs et leur combinaison.

Première étape.

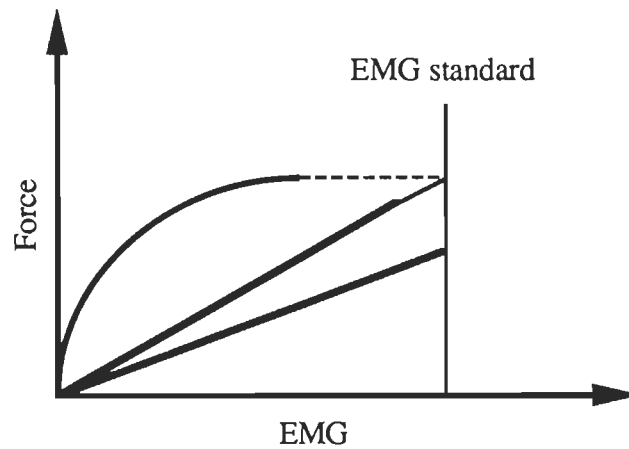
Tel que stipulé auparavant, quatre niveaux de moments de force (25%, 50%, 75% et 100%) et trois angles (90°, 120°, 150°) furent retenus. Les essais de mesure durent deux secondes et la moyenne de l'activité musculaire et du moment de force est ensuite calculée sur une période de 200 à 500 ms, dépendamment de la stabilité des données. En effet, la moyenne devrait être calculée lorsque le moment de force est constant, ce qui peut limiter la portion de durée sur laquelle nous pouvons l'évaluer. Nous obtiendrons ainsi un graphique tel que montré à la Figure 4.



**Figure 4.** Courbes fictives de la relation entre l'activité électromyographique et la force fournie par le sujet pour quatre niveaux d'effort selon trois angles différents.

#### Deuxième étape.

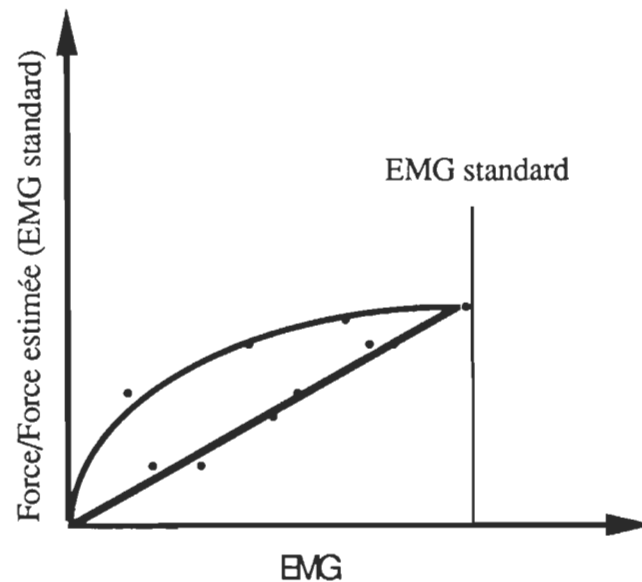
Suite aux nombreux pré-tests, il s'est avéré qu'il était presque impossible d'obtenir deux contractions où l'activité musculaire était identique. Comme un facteur multiplicatif pour lequel la valeur "1" représenterait la force fournie théoriquement pour une activité musculaire standardisée est recherché, nous devons trouver quelle serait la force obtenue si le sujet avait la même activité musculaire à chaque contraction. En utilisant une fonction du 2<sup>ième</sup> degré, la force fournie théoriquement est donc trouvée pour les deux angles où l'activité musculaire maximale est plus petite. Nous ramènerons ainsi les trois courbes au même taux d'activité musculaire, taux que nous appellerons EMG standard (voir Figure 5).



**Figure 5.** Prolongement théorique (----) de chacune des courbes vers l'activité musculaire maximale enregistrée (EMG standard).

Toisième étape.

Pour ramener les trois courbes sur une même base, nous devons diviser chaque force par la force théorique (EMG standard) pour chaque angle. Nous obtiendrons ainsi trois courbes qui se réuniront au même point (EMG standard, 1) (voir Figure 6).



**Figure 6.** Division de chaque courbe par la force estimée pour l'activité EMG standard.

Si les courbes sont très différentes l'une de l'autre, cela signifie que l'angle a un effet important sur la relation EMG-force. L'équation finale devra alors en tenir compte. Dans le cas contraire, l'équation du facteur EMG pourra exclure l'angle.

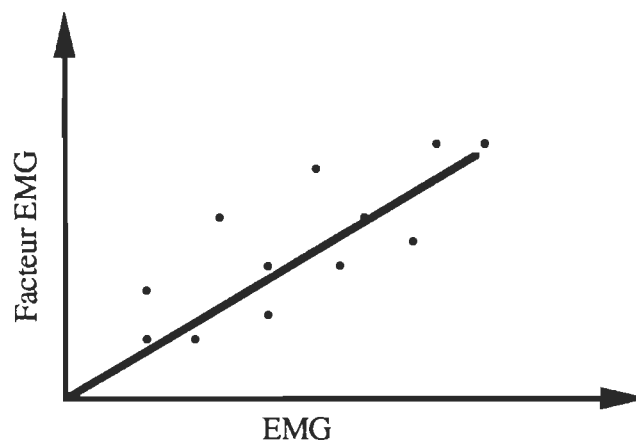
#### Quatrième étape.

Selon ce qui sera observé à la 3ième étape, le modèle EMG-force sera plus ou moins complexe. Nous espérons cependant qu'une relation linéaire y satisfera assez bien (voir Figure 7), telle que :

$$\text{facteur EMG} = a \cdot \text{EMG} + b$$

où  $a$  et  $b$  sont des paramètres à déterminer.





**Figure 7.** Relation escomptée entre le facteur EMG et l'activité électromyographique.

Même si un modèle plus élaboré est nécessaire, un facteur multiplicatif nous permettra donc de pondérer la force standardisée à l'aide de l'activité musculaire:

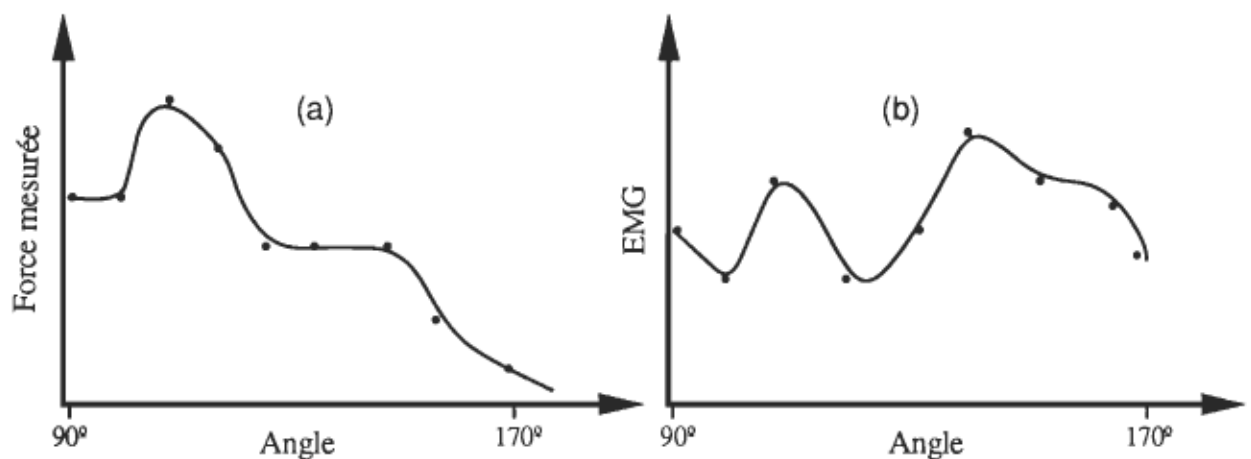
$$\text{force} = \text{force théorique (EMG standard)} \times \text{facteur EMG}$$

Bref, en connaissant la force théorique qui serait fournie si l'activité musculaire était égale à l'activité EMG standard, il est possible de retrouver la force fournie quand l'activité musculaire est différente en utilisant le facteur multiplicatif qui s'applique selon l'activité musculaire mesurée. Nous devons maintenant bâtir une courbe force-angle qui nous permettra de connaître cette force théorique pour chacun des angles.

### Calcul de la courbe de force théorique (EMG standard) en fonction de l'angle

Lors de contractions dynamiques isotoniques, il risque d'y avoir de la coactivation musculaire pour vaincre l'inertie au début et à la fin du mouvement avec les poids plus légers (40 et 70 lbs). Le mouvement sera modélisé de  $90^\circ$  à  $170^\circ$  seulement alors que le mouvement s'étalera de  $60^\circ$  à  $180^\circ$ . Les sujets exécuteront donc des contractions isométriques maximales une fois pour chacun des angles suivants:  $90^\circ$ ,  $100^\circ$ ,  $110^\circ$ ,  $120^\circ$ ,  $130^\circ$ ,  $140^\circ$ ,  $150^\circ$ ,  $160^\circ$  et  $170^\circ$ . Il est à remarquer que la jambe est en complète extension à un angle de  $180^\circ$  (voir Figure 8). La fatigue possible des sujets nous empêche de faire plusieurs essais à chaque angle.

#### Première étape.



**Figure 8.** La force (a) et l'activité électromyographique (b) mesurées lors d'efforts "maximaux" pour différents angles de la jambe (données fictives).

En faisant la moyenne des valeurs sur 200 à 500 millisecondes, des valeurs de force et d'activité musculaire sont obtenues pour chacun des angles (voir Figure 8).

Comme nous l'avons déjà mentionné, même si nous demandons des contractions maximales, il est impossible d'obtenir des activités musculaires constantes d'un essai à l'autre. Notre but étant de bâtir une courbe de force maximale théorique (EMG standard) en fonction de l'angle, l'activité musculaire doit être maintenue artificiellement à une valeur standard pour obtenir la force maximale théorique de l'individu en une position donnée.

#### Deuxième étape.

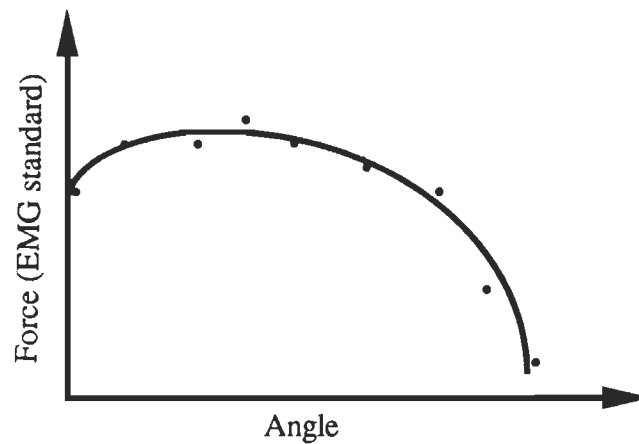
C'est alors que la relation EMG-force (facteur EMG) servira à trouver la force standard. Pour chaque angle, une force et une activité musculaire ont été mesurées. Il est donc possible de trouver le facteur multiplicatif correspondant à chaque activité musculaire et diviser la force mesurée par ce facteur pour retrouver la force maximale théorique:

$$\text{Facteur EMG} = a \cdot \text{EMG} + b$$

où a et b sont des paramètres et :

$$\text{Force théorique} = \frac{\text{force mesurée}}{\text{facteur EMG}}$$

En effectuant cette opération pour chacun des angles et en traitant chacune des activités musculaires séparément, des graphiques de force en fonction de l'angle peuvent être développés (Figure 9).



**Figure 9.** Courbe fictive de la force théorique fournie par un individu pour une activité électromyographique standard.

D'après des pré-tests, d'excellents résultats peuvent être obtenus en modélisant ces courbes avec une équation du 2<sup>ème</sup> degré, étant donné leur simplicité. L'équation utilisée prend donc la forme suivante:

$$\text{Force théorique (EMG standard)} = a \times \text{angle}^2 + b \times \text{angle} + c$$

#### Calcul de la relation force-vitesse (facteur vitesse)

Comme nous voulons modéliser des contractions dynamiques, une relation doit être établie entre la force fournie et la vitesse angulaire de la jambe durant le mouvement. Nous avons vu plus haut que le modèle le plus accepté est celui de Hill (1938):

$$(P + a) (V + b) = (P^0 + a)b$$

où P = moment de force;

V = vitesse angulaire;

$P^0$  = moment de force lors d'une contraction isométrique et  
a et b sont des paramètres à déterminer.

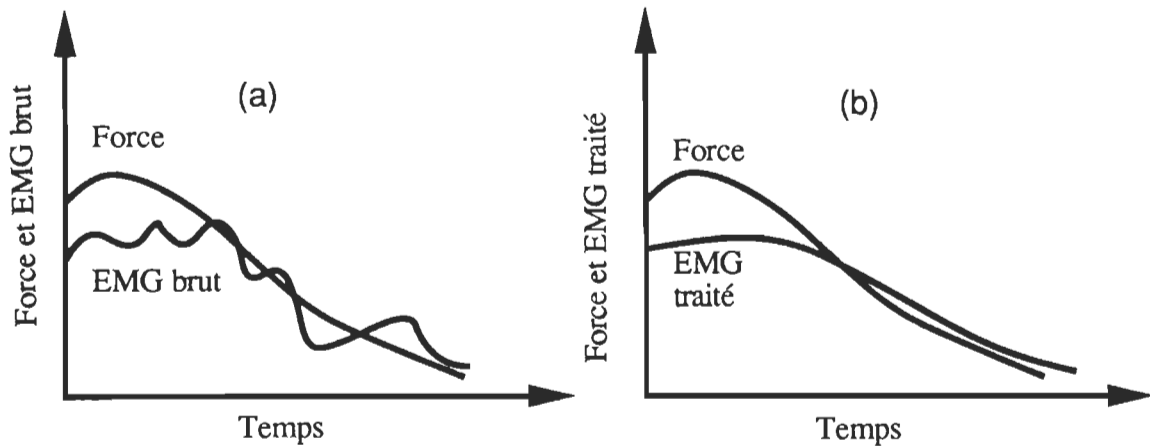
La principale différence entre ces calculs et les calculs précédents réside dans le fait que contrairement aux contractions isométriques, les données changent constamment lors d'une contraction dynamique. Le principal problème est que l'activité musculaire varie même avec un filtrage de 6 Hz et que l'utilisation des moyennes mobiles risquerait d'atténuer le signal. Une régression polynomiale du 3<sup>ème</sup> degré (ajustée par les moindres carrés) est donc utilisée pour régulariser le signal.

Un autre problème technique est de mesurer correctement la vitesse. Lors du pré-test, la méthode donnant les meilleurs résultats était d'établir l'équation du 3<sup>ème</sup> degré du déplacement angulaire en fonction du temps et d'exploiter la dérivée de cette équation pour obtenir un estimé de la vitesse en fonction du temps.

Il a été décidé que cinq essais dynamiques maximaux de 60° à 180°, avec trois charges différentes (40 lbs, 70 lbs et 100 lbs) seraient effectués pour provoquer différentes vitesses. Plus la charge à déplacer sera grande, plus la vitesse de mouvement de la jambe sera petite.

#### Première étape.

Premièrement, les activités musculaires doivent être filtrées pour éviter les variations subites du signal. Lors d'un essai représentatif, les signaux bruts recueillis ont l'aspect suivant (Figure 10 a).



**Figure 10.** Données brutes (a) et traitées (b) d'activité EMG lors des essais dynamiques.

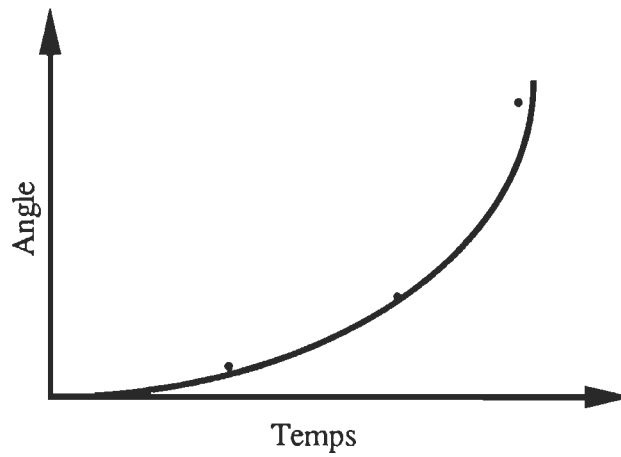
Il est très difficile de reproduire la force avec précision si l'une des variables de base (EMG) varie constamment. Nos données seront donc remplacées par une fonction de régression du 3<sup>ème</sup> degré, ajustée par le critère des moindres carrés, afin de ne garder que les basses fréquences et ne conserver que la partie du signal qui reproduit le plus justement possible la courbe de force. Les courbes de force et d'activité musculaire sont très similaires (Figure 10 b).

#### Deuxième étape.

Comme il a été mentionné, la première dérivée de l'équation du déplacement sera utilisée pour retrouver la vitesse. Etant donné que la courbe du déplacement est relativement prononcée (Figure 11), des corrélations très élevées furent obtenues avec des équations du 3<sup>ème</sup> degré:

$$\text{Déplacement angulaire}(t) = at^3 + bt^2 + ct + d$$

où  $t$  = temps et  $a$ ,  $b$ ,  $c$  et  $d$  sont des paramètres à déterminer.



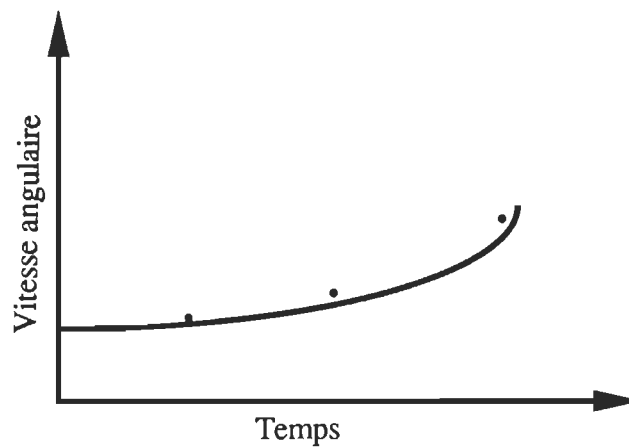
**Figure 11.** Courbe du déplacement en fonction du temps.

Troisième étape.

Il ne reste maintenant qu'à dériver l'équation du déplacement pour obtenir l'équation de vitesse (Figure 12):

$$\text{Vitesse angulaire}(t) = 3at^2 + 2bt + c$$

où  $t$  = temps et  $a$ ,  $b$  et  $c$  sont les paramètres déjà trouvés.



**Figure 12.** Courbe de la vitesse en fonction du temps.

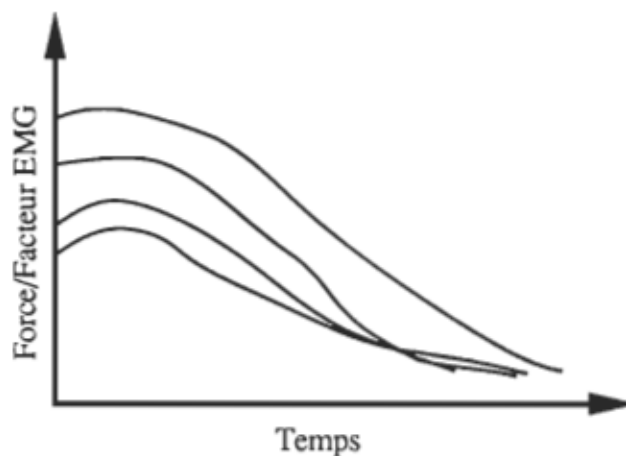
#### Quatrième étape.

Il faut maintenant retrouver la force maximale qui aurait été fournie en utilisant la relation EMG-force (facteur EMG). Donc, pour chaque donnée échantillonnée, la force mesurée sera divisée par le facteur EMG correspondant à l'activité musculaire mesurée:

$$\text{Facteur EMG} = a \text{ EMG} + b \text{ (équation trouvée précédemment)}$$

$$\text{Force théorique} = \frac{\text{force mesurée}}{\text{facteur EMG}}$$

La courbe théorique que le sujet aurait obtenue s'il avait fourni une activité musculaire constante (EMG standard) durant tout l'essai peut maintenant être tracée (Figure 13).

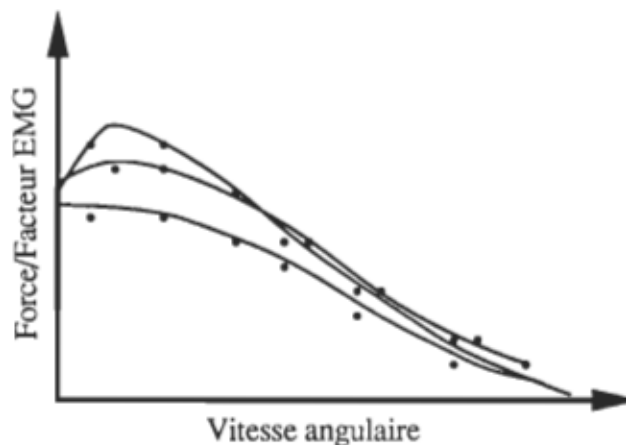


**Figure 13.** Courbes de force divisées par le facteur EMG pour différents essais dynamiques.



### Cinquième étape.

Pour retrouver la relation entre la vitesse et la force maximale, une courbe sera développée pour les angles de  $90^\circ$ ,  $100^\circ$ ,  $110^\circ$ ,  $120^\circ$ ,  $130^\circ$ ,  $140^\circ$ ,  $150^\circ$ ,  $160^\circ$  et  $170^\circ$ . Nous avons choisi arbitrairement d'utiliser les essais 2 et 4 pour chacune des charges (40 lbs, 70 lbs et 100 lbs) afin de bâtir notre modèle. Etant donné les différentes charges, des vitesses différentes sont normalement obtenues à chaque angle analysé.



**Figure 14.** Courbes fictives de force divisées par le facteur EMG en fonction de la vitesse angulaire pour différentes positions de la jambe.

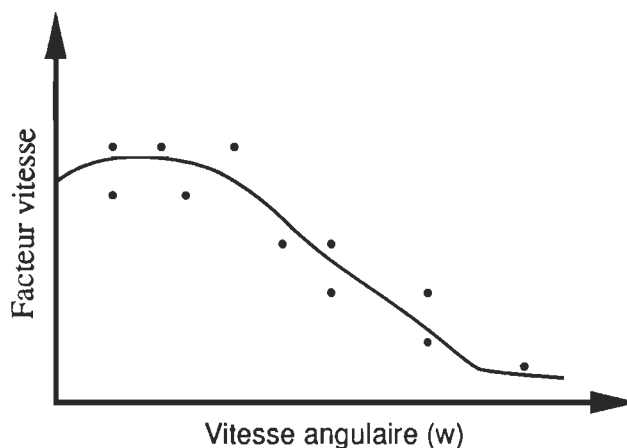
Nous avons donc la force pour une vitesse nulle par les contractions isométriques précédentes et trois points pour chacune des charges (40 lbs, 70 lbs et 100 lbs). A partir de quatre points par courbe, les équations reproduisant le plus fidèlement ces courbes peuvent être trouvées (Figure 14).

### Sixième étape.

Comme pour trouver la relation EMG-force, chaque courbe est divisée par la force théorique isométrique à l'angle considéré (vitesse angulaire = 0). Des courbes très près l'une de l'autre seront obtenues si l'angle n'a pas d'incidence sur la relation entre la force et la vitesse. Cependant, si les courbes sont très différentes, notre équation devra tenir compte de l'angle comme paramètre. Dans le meilleur des cas, une équation de la forme suivante fournira une bonne précision:

$$\text{Facteur vitesse} = aw^2 + bw + c$$

où a, b et c sont des paramètres à déterminer et w représente la vitesse angulaire.



**Figure 15.** Le facteur vitesse en fonction de la vitesse angulaire.

La valeur du modèle ainsi construit sera évaluée à partir des corrélations entre les valeurs de force mesurées et des valeurs calculées.

## CHAPITRE III

### Méthodologie

#### Sujets

Six sujets masculins de 21 à 35 ans ont participé à cette étude. Ils ont d'abord été informés du but et du déroulement de l'étude. Le Tableau suivant contient les principales informations concernant les sujets.

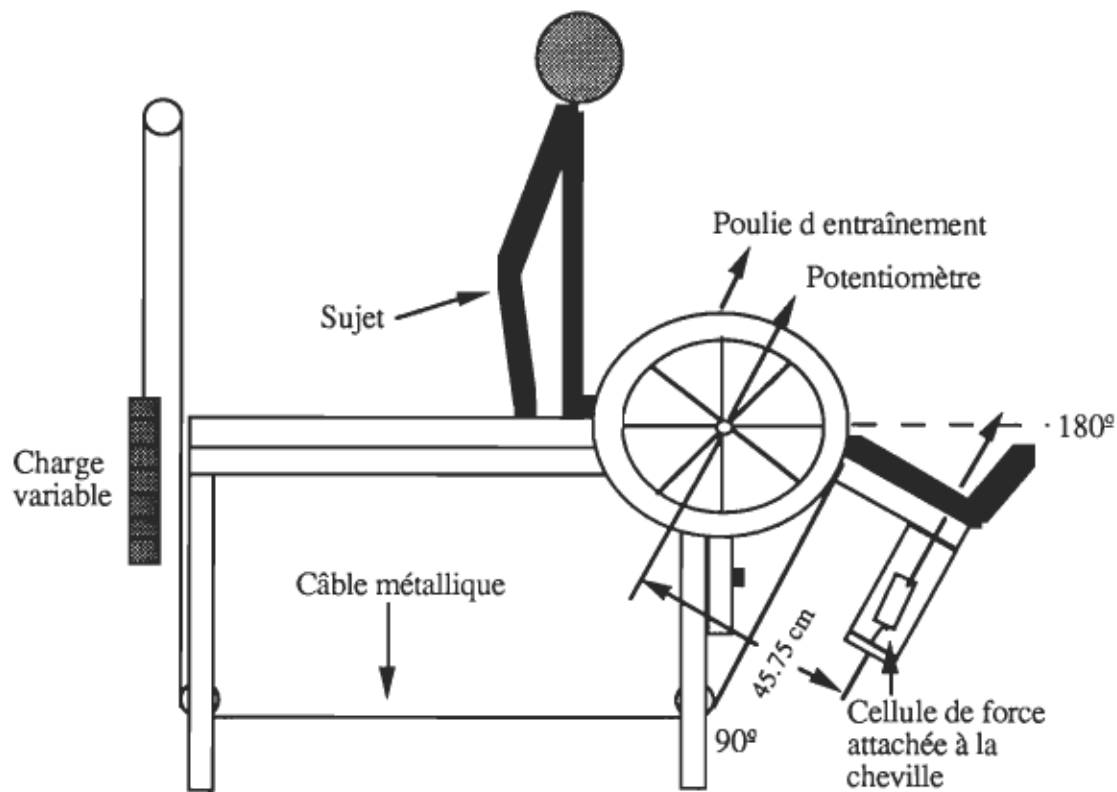
**Tableau 1**

Caractéristiques des sujets

SUJET	Age (ans)	Poids (kg)	Taille (cm)	Activité	Entraînement Hebdomadaire (hres)
1	21	77	178	Canoë, vélo	6
2	25	69	170	Musculation	3
3	27	74	180	Cyclisme	8
4	29	55	163	Cyclisme	10
5	35	80	180	Sédentaire	-
6	23	82	180	Vélo	4

### Acquisition des données

Nous utilisons pour l'expérience un banc d'entraînement modifié pour fournir une charge constante (voir figure 16). Le sujet est donc installé en position assise et retenu en place par une courroie au haut de la cuisse pour éviter que l'effort ne le soulève et modifie les paramètres angulaires de départ. De plus, la machine est conçue de façon à pouvoir faire aisément l'axe de rotation du genou du sujet et l'axe du bras de levier qui actionne la levée des charges. La cellule de force est fixée du côté droit du bras de levier pour être utilisé avec la jambe droite alors que la jambe gauche repose sur le côté du banc. La force fournie par le sujet doit donc passer par la cellule de force pour être transmise au bras de levier. Pour les essais isométriques, il est possible d'immobiliser le bras de levier à des angles de  $90^\circ$ ,  $100^\circ$ , ...,  $170^\circ$ . Pour les essais dynamiques le bras de levier est laissé libre. L'axe de rotation du bras de levier est relié à une poulie qui actionne grâce à un câble métallique la levée des charges, ce qui occasionne une charge constante.



**Figure 16.** Machine d'extension de la jambe.

L'électromyographie du Rectus Femoris, du Vastus Medialis, du Vastus Lateralis et du Biceps Femoris de la jambe droite est prise à l'aide d'électrodes de surface Ag/Agcl jetables Pellet. L'expérimentation est contrôlée par un micro-ordinateur Apple IIe où sont acheminées dans des fichiers indépendants toutes les données brutes. La position de la jambe est fournie par un électrogoniomètre installé sur la machine d'extension de la jambe (charge constante). La force de l'extension de la jambe est donnée par une cellule de force située 45.75 cm en dessous de l'axe de rotation du genou (voir figure 16). Les signaux EMG sont pré-amplifiés (1000X), filtrés à l'aide d'un appareil Grass série 5, rectifiés et finalement traités par un filtre passe-bas (6Hz) pour en obtenir l'enveloppe linéaire. Les quatre

signaux EMG ainsi que celui de la cellule de force sont traités par un convertisseur analogique à numérique de 8 bits tandis qu'un convertisseur à 16 bits fut utilisé pour l'angle de la jambe avec plus de précision. Toutes ces données sont échantillonnées à 500 Hz.

### Procédure expérimentale

Le sujet remplit d'abord remplir un bref questionnaire dont les données serviront aux calculs subséquents (voir annexe A). Ensuite, le déroulement de l'expérimentation lui est expliqué pendant qu'on procède à l'installation des électrodes de surface au point moteur (Delagi et al., 1975) des muscles suivants de la jambe droite: le Rectus Femoris, le Vastus Medialis, le Vastus Lateralis et le Biceps Femoris. La peau est préalablement nettoyée à l'aide d'un tampon alcoolisé et même rasée dans certains cas au point d'installation des électrodes. Les fils des électrodes sont pontés au-dessus de la peau à l'aide de ruban adhésif chirurgical pour diminuer le plus possible les artefacts produits par le contact des fils avec la peau (Knutsson et Richards, 1979).

La calibration du potentiomètre et de la cellule de force est effectuée en enregistrant la correspondance pour des angles de 90 et 170 degrés et des forces de 0 et 50 lbs.

Le sujet est ensuite installé sur la machine d'extension de jambes où l'on prend bien soin d'aligner l'axe de la jambe avec l'axe du bras pivotant de la machine puisque le potentiomètre est installé sur ce dernier. D'ailleurs, plusieurs fois au cours de l'expérimentation, la position est vérifiée. L'état brut des signaux

recueillis est vérifié avant le début de la séance pour s'assurer de l'absence d'artefacts et régler l'amplification des signaux EMG. Un total de 36 essais, dont 27 impliquant des efforts maximaux, sont exécutés à un intervalle de trois minutes pour diminuer la fatigue du sujet, les essais étant enregistrés durant deux secondes. La structure de la séance est comme suit:

#### Partie A

Une extension isométrique maximale à chacun des angles de 90, 120 et 150 degrés, pour connaître la force maximale et l'activité EMG maximale comme valeurs de référence pour ces trois angles (voir Figure 3b). Nous sommes toutefois conscient que l'activité EMG de certains essais dynamiques peut dépasser l'activité EMG enregistrée lors d'essais isométriques.

#### Partie B

Une extension isométrique sous-maximale à 25%, 50% et 75% du moment de force maximal pour les angles de 90, 120 et 150 degrés. Le sujet doit tenter de se maintenir durant deux secondes dans une zone définie par le pourcentage cible plus ou moins 2%, représentée sur l'écran du micro-ordinateur. Ces données comme celles de la partie A serviront à établir la relation EMG-force.

### Partie C

Une extension isométrique maximale pour les angles de 90, 100, 110, 120, 130, 140, 150, 160 et 170 degrés est demandée au sujet. Ces données serviront à déterminer la relation force-angle avec une activité EMG non contrôlée.

### Partie D

Cinq extensions isotoniques de 60 à 180 degrés avec chacune des charges (40, 70 et 100 lbs) permettront de calculer la relation force-vitesse.

La partie A sera toujours la première tandis que les parties B, C et D seront contrebalancées d'un sujet à l'autre ainsi que les essais de chacune des parties selon la méthode des carrés latins, pour contrer entre autres les effets de la fatigue nonobstant les précautions observées.

### Analyse des résultats

L'analyse des résultats doit permettre de modéliser le moment de force d'une extension dynamique de la jambe à partir de l'activité électromyographique, de l'angle de la jambe et de la vitesse angulaire de celle-ci. Voyons donc de quelle façon l'analyse permet d'obtenir le modèle suggéré dans la section précédente.

Nous devons commencer par traiter les données des parties A et B qui nous fourniront la relation EMG-force. La moyenne des données sera établie à chaque essai sur une période d'au moins 200 millisecondes et d'au plus 500 millisecondes (entre 100 et 150 données), correspondant à un plateau de force le plus constant et le plus haut possible, comme nous ferons aussi pour la partie C. Ces résultats



seront soumis à une analyse de régression multiple avec l'activité EMG et la position de la jambe pour dégager les facteurs importants. Dans le meilleur des cas, une relation linéaire entre l'EMG et la force pour les trois angles et une relation linéaire entre un facteur multiplicatif et l'EMG seront obtenues.

Ensuite, les données de la partie C et la relation EMG-force trouvée ci-dessus seront utilisées pour tracer la courbe force-angle basée sur une activité EMG maximale constante pour un effort isométrique (Vitesse angulaire =  $w$ ).

En dernier lieu, les données de la partie C seront utilisées pour retrouver la relation force-vitesse. Il est fort probable que les courbes d'activité EMG devront être filtrées pour atténuer les variations de tension et augmenter la précision du modèle. Encore une fois, une analyse de régression multiple devrait dégager les éléments importants à considérer. Les essais no 2 et 4 pour chaque charge (40, 70 et 100 lbs) seront utilisés pour bâtir le modèle. Une analyse de corrélation entre la prédiction et la force mesurée pour les essais dynamiques no 3 et 5 permettra enfin d'évaluer le modèle. L'annexe B présente le cheminement complet d'un sujet dans l'expérimentation et le traitement des données.

## CHAPITRE IV

### Résultats

Il est à remarquer que les résultats sont présentés pour chaque sujet puisque nous voulons tester la performance de la prédiction pour chaque individu. En effet, il est possible qu'une analyse globale révèle une bonne performance pour l'ensemble des sujets alors que les résultats pourraient être médiocres lorsqu'on applique le modèle de façon individuelle. Nous présentons donc de cette façon les résultats qui nous ont permis de choisir quel muscle servirait de base au modèle pour ensuite calculer le facteur EMG, la courbe de force standardisée et le facteur vitesse pour finalement aboutir au modèle complet pour chacun des individus.

#### Choix du muscle

La première étape de l'étude était de vérifier quel muscle offrait la meilleure prédiction pour servir de base au modèle. Le Tableau 2 présente les corrélations obtenues pour une prédiction linéaire avec les trois muscles et une prédiction quadratique avec le Vastus Lateralis (Tableau 2). La corrélation ici porte spécifiquement sur la relation force versus EMG, chaque courbe était basée sur quatre mesures, couvrant les trois angles de flexion 90°, 120° et 150°. Selon l'étude de Bouisset et Goubel (1973) portant sur les groupes musculaires, il est plus pratique d'utiliser un "équivalent musculaire", soit d'utiliser le signal du muscle le plus représentatif du groupe. Il fallait d'abord vérifier lequel des trois muscles (i.e.

le Rectus Femoris, le Vastus Lateralis et le Vastus Medialis) fournirait la plus grande précision pour le modèle. En moyenne, le signal électromyographique du Vastus Lateralis nous fournit une meilleure corrélation avec l'équation du 1er degré. Ce résultat n'a rien d'étonnant puisqu'il est généralement le muscle le plus important par sa taille et qu'il est le principal extenseur du genou. De plus, le Rectus Femoris est biarticulaire et il a été clairement démontré par Fujirawa et Basmajian (1975) qu'il agit comme un muscle synergiste plutôt que comme agoniste principal. Quant au Vastus Medialis, il ne prédomine habituellement qu'au cours des 20 derniers degrés de l'extension.

Même si l'équation du 2ième degré fournit une meilleure corrélation pour le muscle Vastus Lateralis, nous l'avons mis de côté à cause de la faible augmentation de précision qu'elle apportait par rapport à la relation linéaire plus simple. Le signal du Vastus Lateralis sera donc utilisé pour nos calculs ultérieurs.

**Tableau 2**

Coefficients  $r^2$  des équations linéaires de prédiction de force en fonction de l'activité EMG des différents muscles (Rectus Femoris: RF, Vastus Lateralis: VL, Vastus Medialis: VM)

Sujets	Angle	RF	VL	VM	VL <sup>2*</sup>
1	150	1.00	0.99	0.96	1.00
	120	0.93	0.98	0.86	1.00
	90	0.16	0.93	1.00	0.93
	Moy.	0.70	0.97	0.93	0.98
2	150	1.00	0.11	0.26	0.66
	120	0.45	0.69	0.74	0.84
	90	0.84	0.64	0.95	0.96
	Moy.	0.77	0.48	0.65	0.82
3	150	0.91	0.86	0.99	0.90
	120	0.85	0.99	1.00	1.00
	90	0.88	1.00	0.99	1.00
	Moy.	0.88	0.95	0.99	0.97
4	150	-	-	-	-
	120	0.93	0.83	0.73	0.88
	90	0.78	0.91	0.72	0.94
	Moy.	0.89	0.87	0.72	0.91

**Tableau 2** (suite)

Sujets	Angle	RF	VL	VM	VL <sup>2</sup>
5	150	0.56	0.93	0.78	1.00
	120	0.79	0.98	0.89	0.99
	90	0.99	0.99	0.99	1.00
	Moy.	0.78	0.97	0.89	1.00
6	150	0.91	0.91	0.87	1.00
	120	0.99	0.85	0.78	0.85
	90	0.93	0.98	0.96	0.98
	Moy.	0.94	0.91	0.87	0.94
Moy.	150	0.88	0.76	0.77	0.91
	120	0.82	0.89	0.83	0.93
	90	0.77	0.91	0.93	0.97
	Moy.	0.82	0.85	0.85	0.94

\* Polynome du deuxième degré.

#### Calcul du facteur EMG.

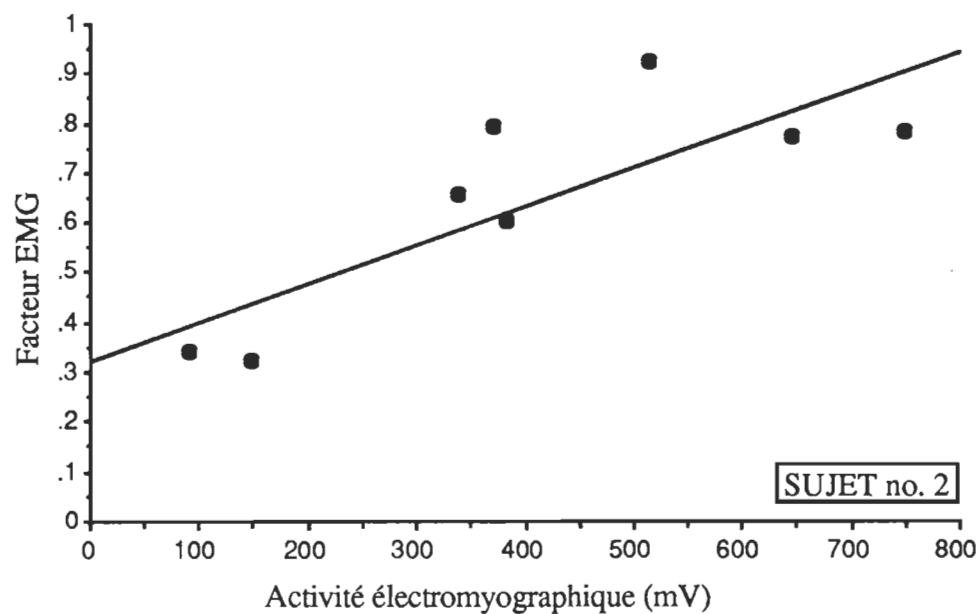
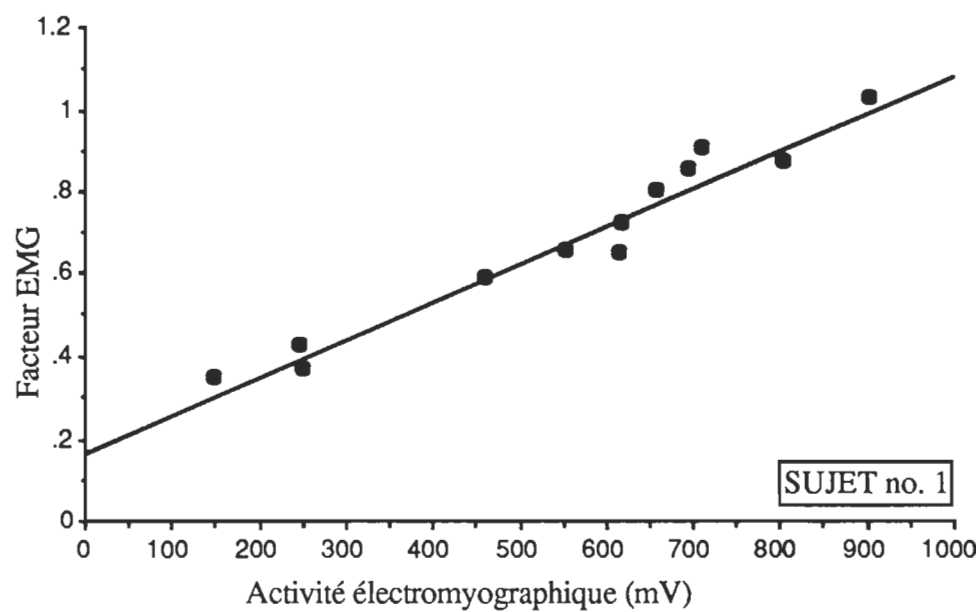
Plusieurs équations ont été essayées afin de modéliser le facteur EMG. En effet, des équations du deuxième degré ainsi que des équations incluant l'angle comme facteur n'ont pas apporté l'amélioration souhaitée en termes de précision. Comme l'avait prédit la littérature (Lippold, 1952), on retrouve des corrélations intéressantes même avec une équation du premier degré en utilisant l'activité EMG

d'un seul muscle (Vastus Lateralis) comme prédicteur. En effet, les coefficients  $r^2$  vont de 0.70 à 0.96 selon le sujet. Il est évident que des corrélations plus élevées auraient pu être trouvées en utilisant les données provenant de trois angles différents (90°, 120° et 150°). Par ailleurs, le fait d'utiliser des équations du deuxième degré ou des équations comportant plusieurs facteurs (en incorporant l'angle et l'activité EMG) ne produit pas d'amélioration particulière dans les corrélations, ce qui confirme que l'angle n'influence pas sensiblement la relation entre l'activité EMG et la force. Il est intéressant de constater que trois sujets ont des coefficients  $r^2$  supérieurs à 0,90 alors que deux sujets ont des coefficients plus petits ou égaux à 0.80. Bien que le facteur EMG n'est qu'un élément du modèle, il est important de débiter les calculs de ce modèle avec la plus grande précision possible. Il n'y avait pas de tendance quadratique significative, du moins en utilisant l'activité EMG du Vastus Lateralis. Les figures suivantes démontrent bien la linéarité des points obtenus, résultats qui concordent avec la littérature (Lippold, 1952) (Figure 17a, b et c).

**Tableau 3**

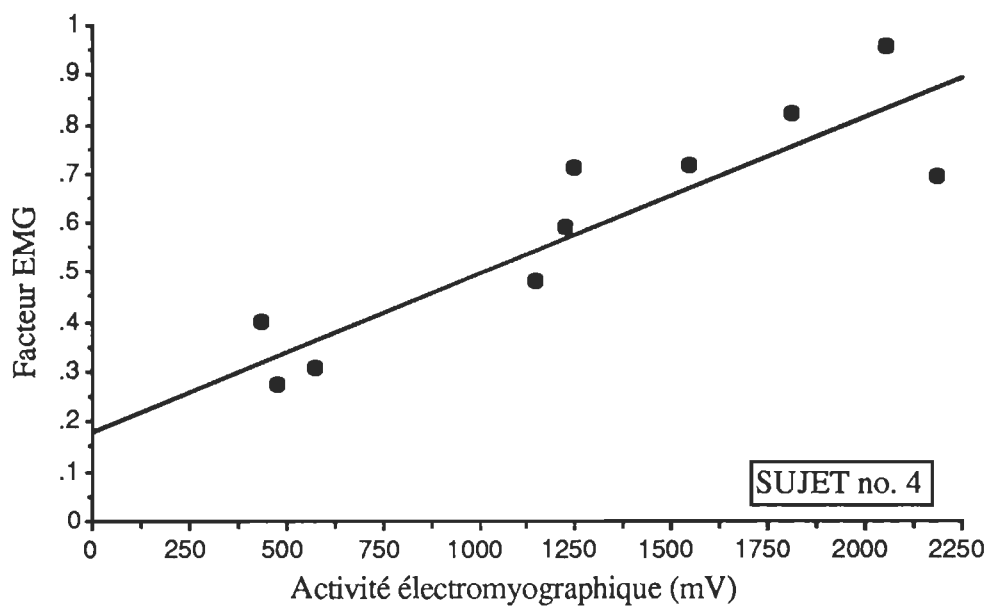
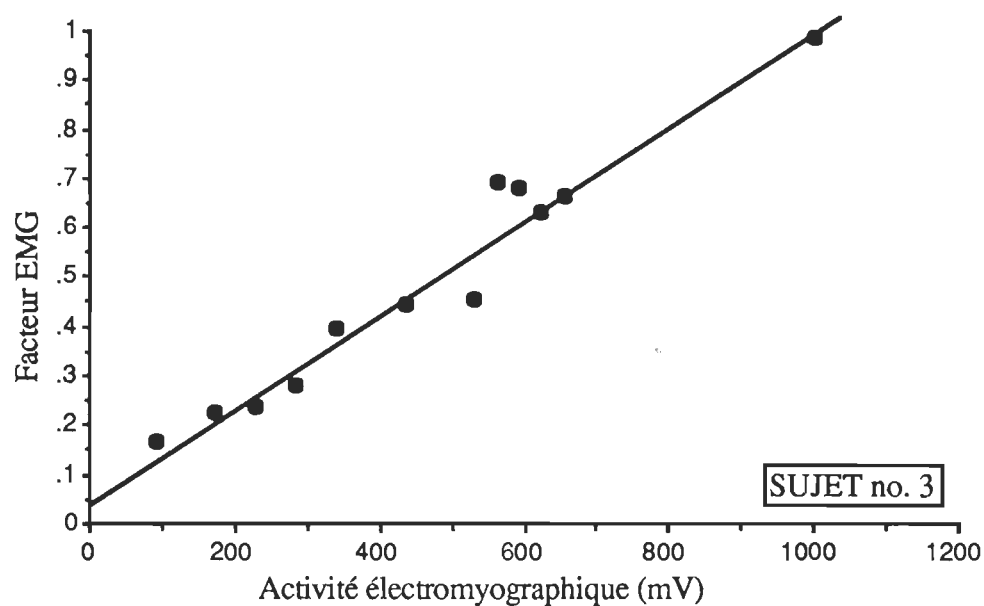
Coefficient  $r^2$  et équation de prédiction du facteur EMG pour chaque sujet.

Sujets	$r^2$	Equation du facteur EMG (VL)	EMG standard
1	0.96	.00092 VL + .1669	906
2	0.70	.00078 VL + .3000	754
3	0.96	.00095 VL + .0403	1005
4	0.80	.00032 VL + .2000	2191
5	0.85	.00200 VL + .0010	546
6	0.94	.00100 VL + .1320	769

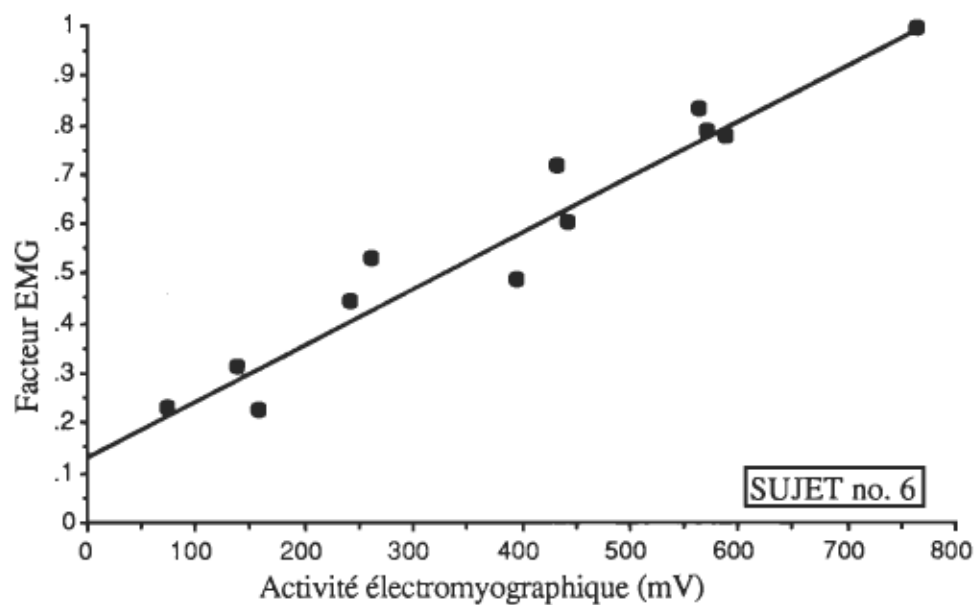
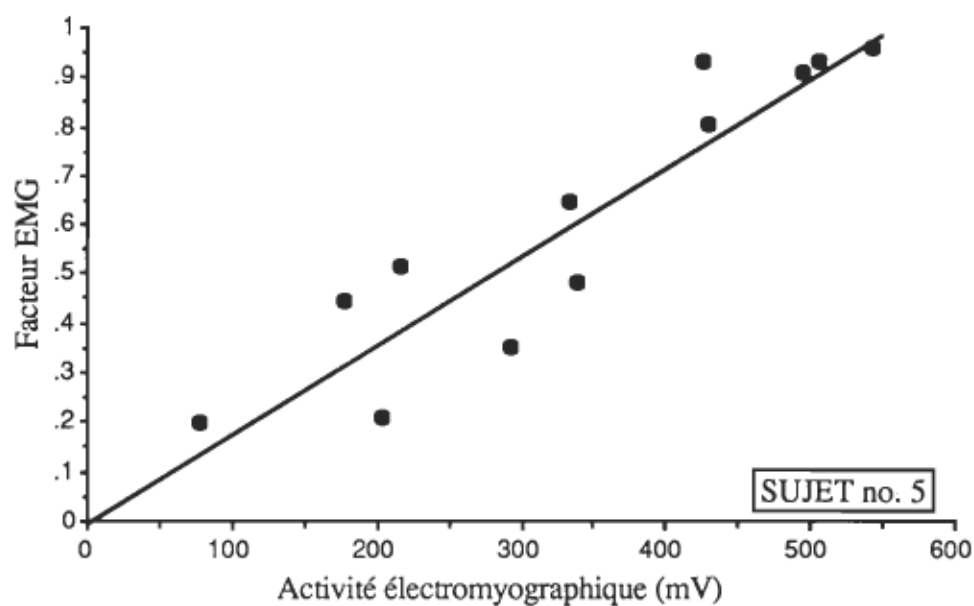


**Figure 17 a.** Relation entre le facteur EMG et l'activité EMG pour les sujets no 1 ( $r^2 = 0.96$ ) et 2 ( $r^2 = 0.70$ ).





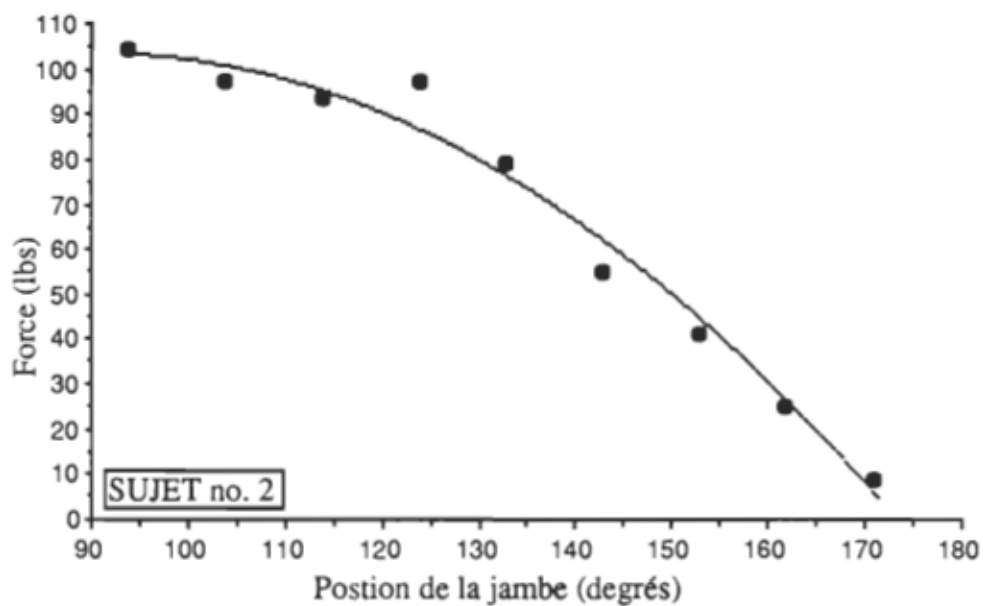
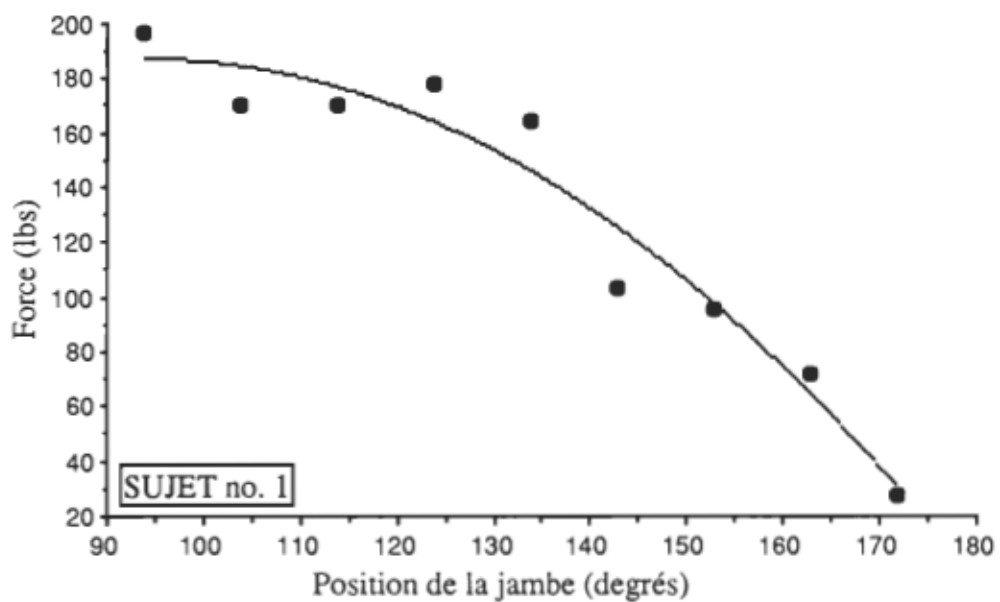
**Figure 17 b.** Relation entre le facteur EMG et l'activité EMG pour les sujets no 3 ( $r^2 = 0.80$ ) et 4 ( $r^2 = 0.96$ ).



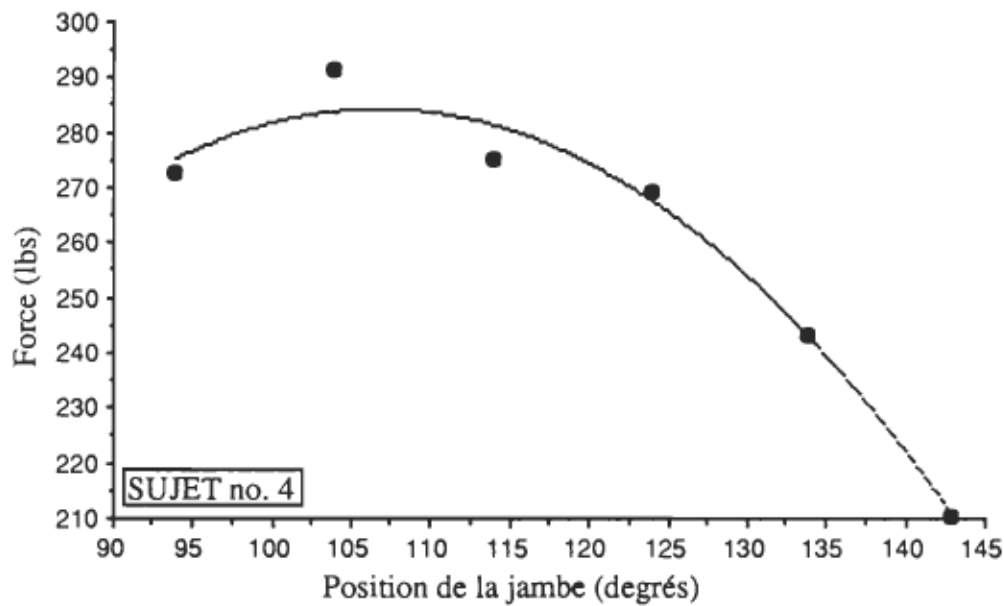
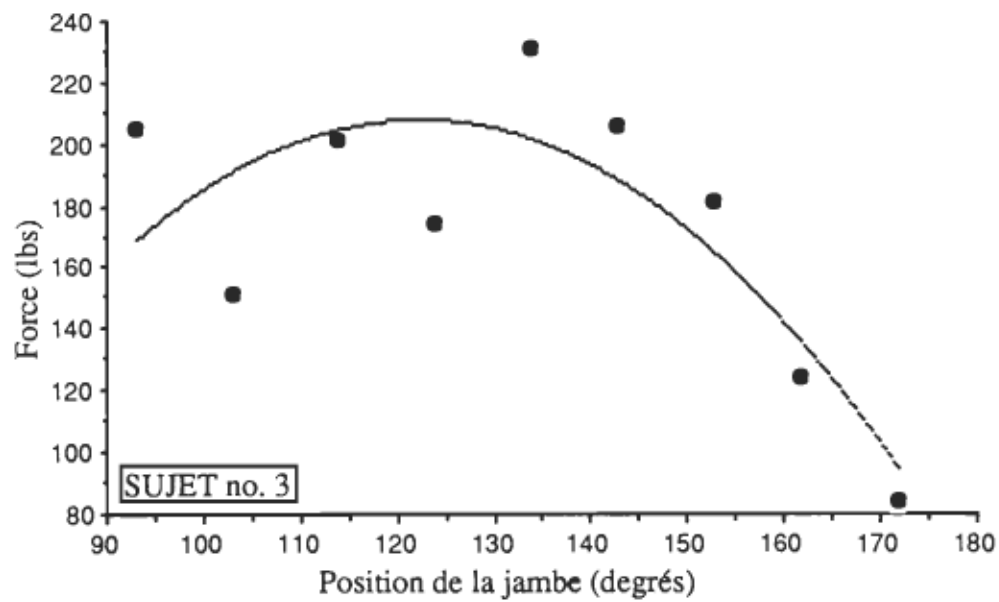
**Figure 17 c.** Relation entre le facteur EMG et l'activité EMG pour les sujets no 5 ( $r^2 = 0.85$ ) et 6 ( $r^2 = 0.94$ ).

Courbe de force standardisée (EMG standard).

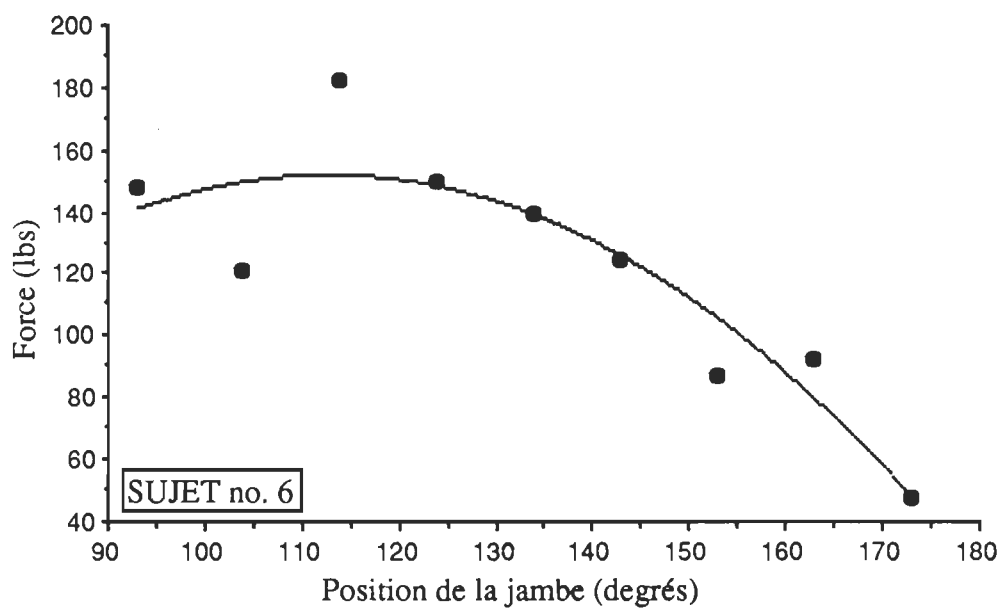
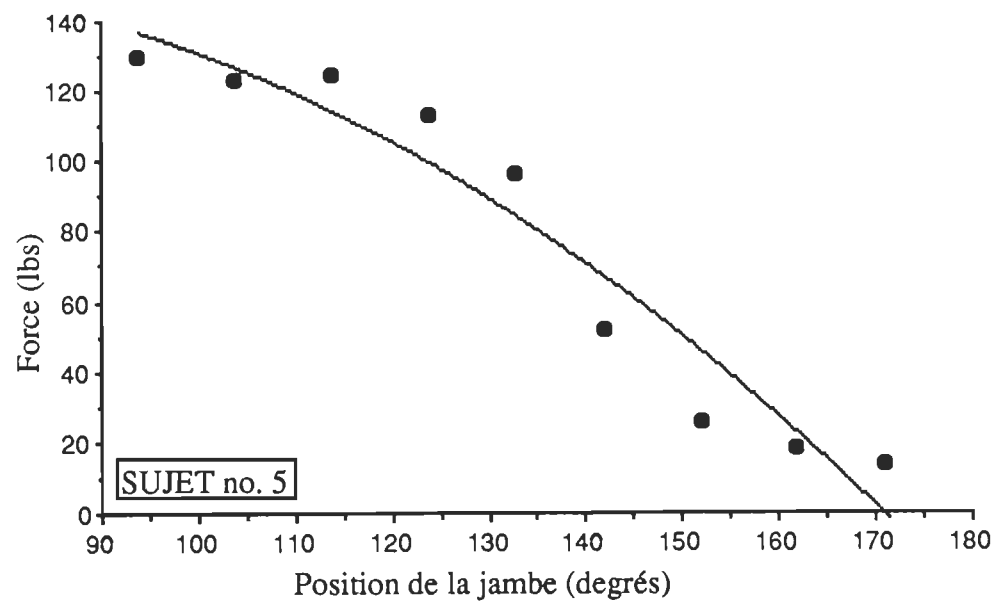
La méthode utilisée pour recréer une courbe théorique produit de bons résultats. En effet, les corrélations obtenues sont en général très satisfaisantes. L'étude s'est donc limitée à l'utilisation des équations du deuxième degré puisqu'elles reproduisent assez fidèlement les données. Seul le sujet no 5 aurait bénéficié d'une équation du troisième degré, les points ayant vraiment l'allure d'une courbe de ce type. Les Figures 18a, b et c illustrent bien la tendance quadratique des points.



**Figure 18 a.** Courbes de prédiction de force pour une activité électromyographique standard (EMG standard) en fonction de la position de la jambe pour les sujets no 1 ( $r^2 = 0.95$ ) et 2 ( $r^2 = 0.95$ ).



**Figure 18 b.** Courbes de prédiction de force pour une activité électromyographique standard (EMG standard) en fonction de la position de la jambe pour les sujets no 3 ( $r^2 = 0.67$ ) et 4 ( $r^2 = 0.98$ ).



**Figure 18 c.** Courbes de prédiction de force pour une activité électromyographique standard (EMG standard) en fonction de la position de la jambe pour les sujets no 5 ( $r^2 = 0.93$ ) et 6 ( $r^2 = 0.82$ ).

Les courbes de tous les sujets prennent l'allure d'une parabole inversée, du moins en partie, ce qui est conforme à ce que la littérature (Inman et Ralston, 1952). Il faut bien entendu tenir compte des bras de levier des différents muscles, de leurs longueurs et leurs positions individuelles pour expliquer les différences entre les sujets.

On peut remarquer que les sujets 3 et 6 ont maintenant les corrélations les plus basses alors qu'ils fournissaient d'excellents résultats pour le facteur EMG. L'inverse se produit pour les sujets 2 et 4 dont les points étaient très dispersés pour le facteur EMG; les courbes de ces deux sujets nous fournissent maintenant de très bonnes corrélations.

#### Tableau 4

Coefficients  $r^2$  et équations de prédiction de la courbe de force standardisée en fonction de l'angle pour chaque sujet.

Sujets	$r^2$	Equation	EMG standard
1	0.95	$-.026 A^2 + 4.862 A - 40.920$	906
2	0.98	$-.015 A^2 + 2.750 A - 20.776$	754
3	0.67	$-.046 A^2 + 11.209 A - 476.418$	1005
4	0.98	$-.057 A^2 + 12.063 A - 359.459$	2191
5	0.93	$-.021 A^2 + 1.265 A - 119.776$	546
6	0.82	$-.029 A^2 + 6.498 A - 213.726$	769

On peut se demander si les résultats obtenus n'auraient pas été semblables ou meilleurs si nous avions utilisé la force mesurée plutôt que la force théorique. Les

corrélations obtenues avec la force théorique sont en moyenne plus élevées, comme le démontre le Tableau 4. Il est donc permis de croire que les sujets éprouvent beaucoup de difficultés à fournir le même effort d'un essai à l'autre; surtout lorsqu'il s'agit de contractions maximales. C'est pourquoi nous pouvons observer une corrélation ( $r^2$ ) de 0.57 avec la force mesurée alors qu'elle est de 0.99 lorsqu'on calcule la courbe de force théorique.

**Tableau 5**

Coefficients  $r^2$  entre l'équation linéaire de prédiction de force mesurée et calculée théoriquement (EMG standard) en fonction de l'angle.

Sujet	Force mesurée	Force théorique
1	0.97	0.97
2	0.93	0.99
3	0.96	0.82
4	0.57	0.99
5	0.98	0.97
6	0.92	0.91
Moyenne	0.81	0.89



### Calcul du facteur vitesse.

La dernière opération permettant de compléter le modèle consiste à évaluer le facteur vitesse. Les essais no 2 et 4 ont été utilisés pour évaluer ce dernier élément. Il est important de mentionner que l'angle de la jambe a dû être intégré pour estimer le facteur vitesse. De plus, l'influence de l'angle pouvait être très différente d'un individu à l'autre. Dans certains cas, le facteur vitesse augmente ou diminue linéairement avec l'angle ou encore obéit à une fonction quadratique. C'est la raison pour laquelle une équation de régression multiple a été finalement utilisée en intégrant les facteurs suivants : la vitesse angulaire au carré ( $w^2$ ), la vitesse angulaire ( $w$ ) et la position de l'articulation (angle). A ce moment, il était possible d'estimer le facteur vitesse que nous avons obtenu en divisant la force fournie à un angle précis par la force isométrique calculée avec la formule précédente (courbe de force standardisée). Cependant, même en utilisant ces éléments (angle et vitesse), les corrélations obtenues ont été très basses, comme nous pouvons l'observer au Tableau 6.

**Tableau 6**

Coefficients  $r^2$  et équations de prédiction du facteur vitesse en fonction de la vitesse et de la position de la jambe.

Sujet*	$r^2$	Equation
1	0.493	Fact.vitesse= $-0.00006103w^2 + 0.033w + 0.0068d - 4.657$
3	0.471	Fact.vitesse= $-0.00000545w^2 + 0.001w - 0.003d + 1.238$
4	0.325	Fact.vitesse= $-0.000006068w^2 + 0.003w - 0.001d + 0.325$
5	0.289	Fact.vitesse= $-0.000007472w^2 - 0.004w + 0.004d + 0.443$
6	0.293	Fact.vitesse= $-0.00001445w^2 + 0.007w - 0.001d - 0.387$

où  $w$  est la vitesse angulaire en degrés/sec. et  $d$  est la position de la jambe en degrés.

\*Des problèmes de transfert de données ont empêché les calculs pour le sujet no 2.

#### Modèle complet.

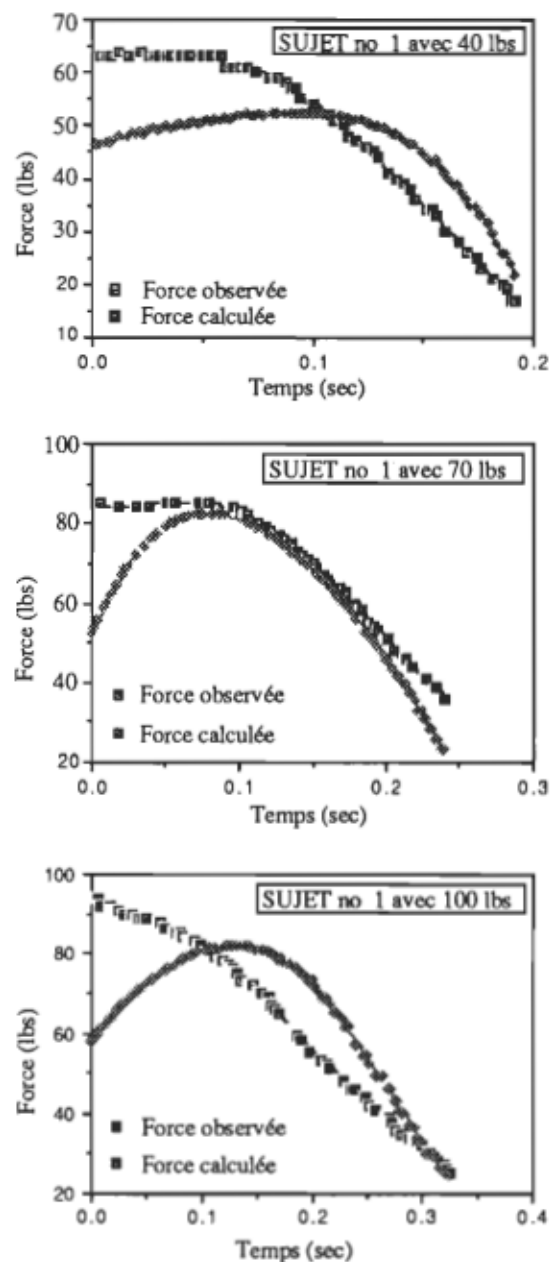
Tous les ingrédients du modèle étant établis, on peut maintenant le mettre en application pour prédire la force dynamique de la jambe à partir de l'activité EMG du Vastus Lateralis, la position et la vitesse angulaire de la jambe. L'annexe B donne le détail des calculs impliqués dont un exemple particulier. L'application du modèle à l'ensemble de nos données permet d'en apprécier l'efficacité et la validité globales. Le Tableau 7 présente les coefficients  $r^2$  de la relation force mesurée versus force prédite pour nos sujets, pour les essais no 3 et 5 sous les différentes charges de travail. On peut constater que l'adéquation du modèle aux données est

très inégale, malgré que les corrélations sont généralement assez fortes ( $r \approx 0.88$ ). Toutefois, l'allure des courbes (Figures 19a, b, c, d et e) des résultats démontre de grands écarts entre la force réelle et la force calculée pour des essais dynamiques. Les courbes de force réelles sont de plus très particulières au sujet selon sa stratégie et ses caractéristiques physiques. Les écarts ne sont donc pas tous situés à la même position pour tous les sujets. Dans certains cas, le modèle semble mieux adapté à une vitesse donnée mais pas toujours la même d'un sujet à l'autre. La précision du modèle semble être meilleure dans la partie centrale du mouvement qu'au début et à la fin, ce qui laisserait sous-entendre que les positions médianes sont plus propices à une bonne prédiction du modèle proposé..

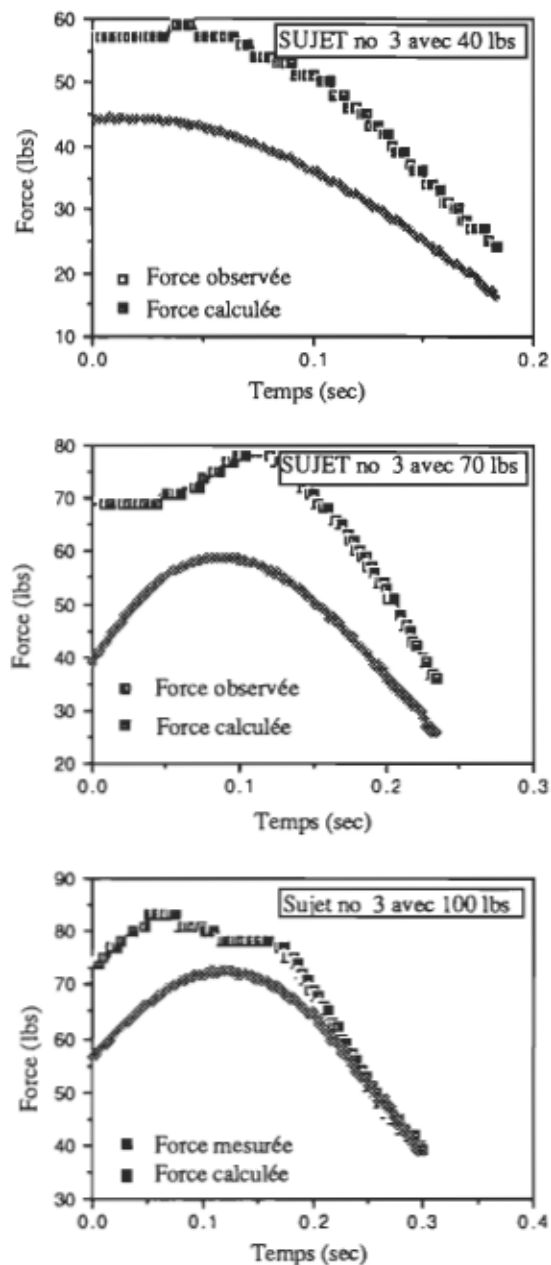
#### Tableau 7

Coefficients  $r^2$  entre la force prédite par le modèle et la force mesurée lors de contractions maximales (données utilisées entre 100 et 170 degrés) avec des charges de 40, 70 et 100 lbs.

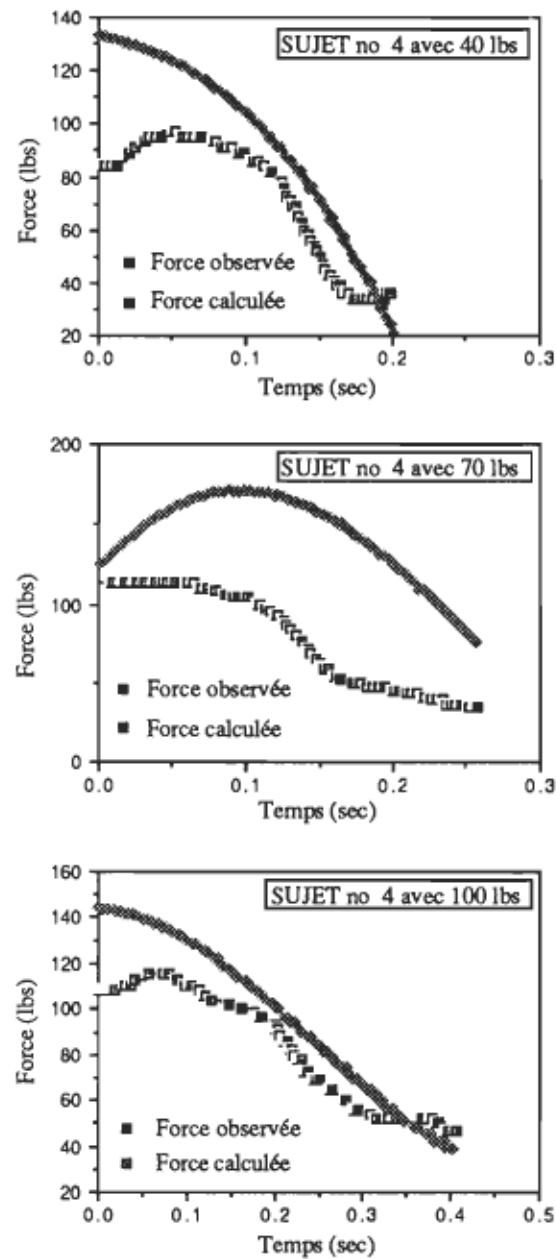
Sujet	r <sup>2</sup>						
Charge	40 lbs		70 lbs		100 lbs		Moyenne
Essai	3	5	3	5	3	5	
1	0.69	-	0.88	-	0.78	0.57	0.73
2	-	-	-	-	-	-	-
3	0.77	0.86	0.95	0.90	0.95	0.97	0.90
4	0.63	0.61	0.69	0.62	0.96	-	0.75
5	0.67	0.87	0.79	0.56	0.29	-	0.58
6	0.94	0.89	0.85	0.96	0.84	0.97	0.91
Moyenne	0.74	0.80	0.82	0.76	0.76	0.84	0.77



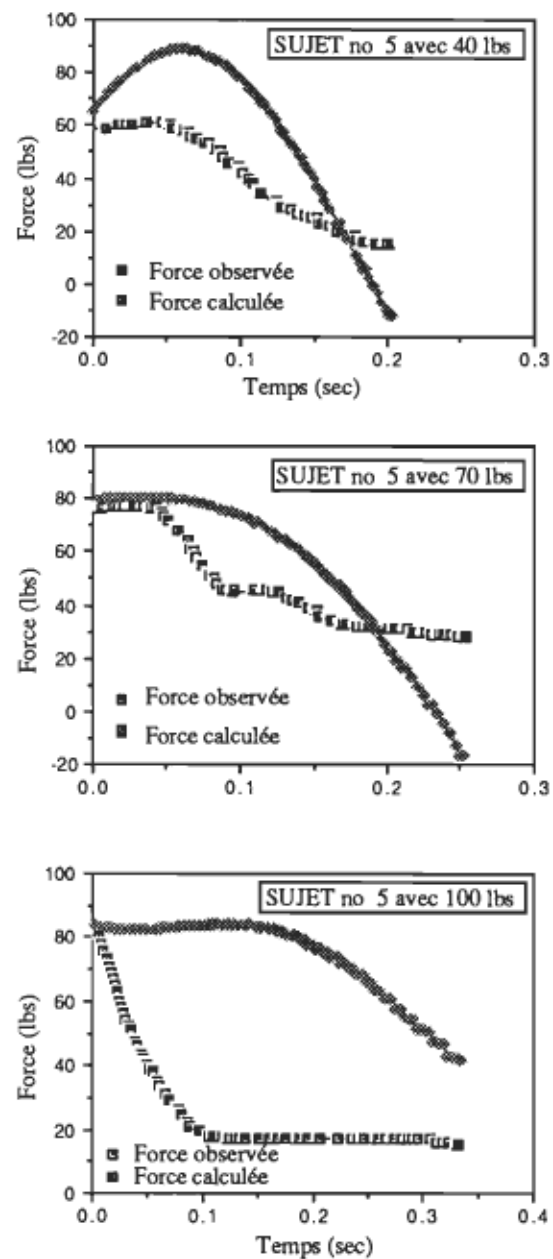
**Figure 19.a** Courbes de force mesurée et prédite pour des charges de 40, 70 et 100 lbs lors d'efforts maximaux entre des positions de 100 à 170 degrés pour le sujet no 1.



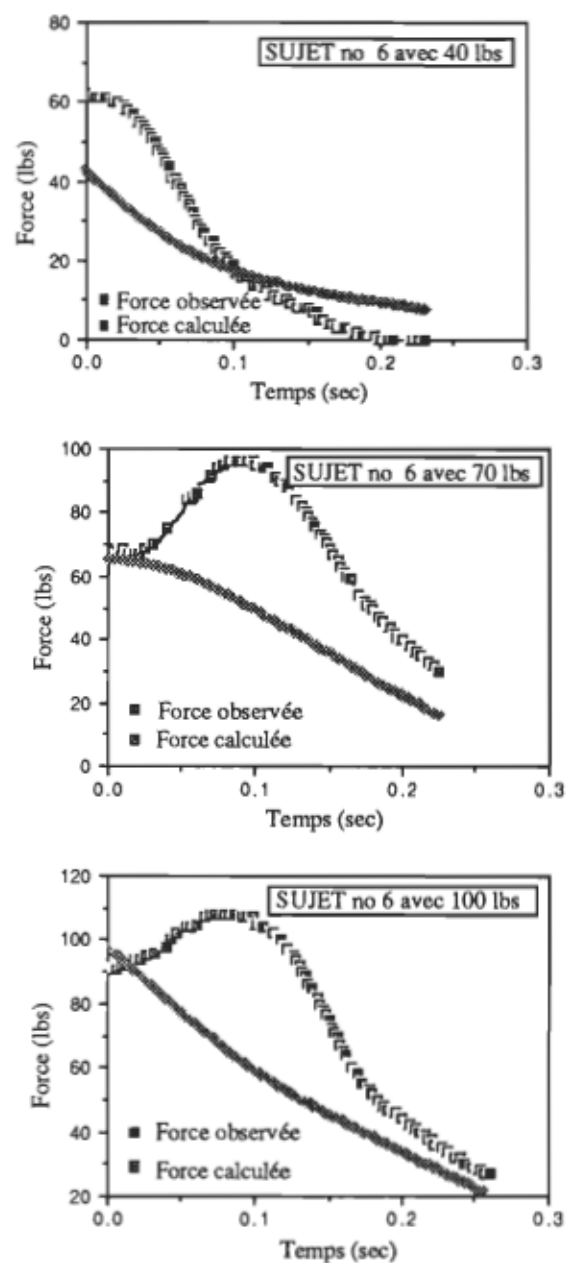
**Figure 19.b** Courbes de force mesurée et prédite pour des charges de 40, 70 et 100 lbs lors d'efforts maximaux entre des positions de 100 à 170 degrés pour le sujet no 3.



**Figure 19.c** Courbes de force mesurée et prédite pour des charges de 40, 70 et 100 lbs lors d'efforts maximaux entre des positions de 100 à 170 degrés pour le sujet no 4.



**Figure 19.d** Courbes de force mesurée et prédite pour des charges de 40, 70 et 100 lbs lors d'efforts maximaux entre des positions de 100 à 170 degrés pour le sujet no 5.



**Figure 19.e** Courbes de force mesurée et prédite pour des charges de 40, 70 et 100 lbs lors d'efforts maximaux entre des positions de 100 à 170 degrés pour le sujet no 6.



## CHAPITRE V

### Discussion

Dans l'ensemble, le modèle s'est avéré acceptable dans le cas de contractions isométriques. Le concept de courbe de force standardisée semble applicable et relie très bien les relations EMG-force et force-longueur.

Le Vastus Lateralis s'est avéré être le meilleur prédicteur de la force à partir de l'activité EMG en utilisant une équation du premier degré. La taille, la longueur et la surface trans-sectionnelle de ce muscle comparativement au Rectus Femoris et au Vastus Medialis laissent prédire ce résultat. En effet, un muscle plus imposant a une plus grande influence sur la force fournie par le groupe musculaire. En moyenne, les corrélations indiquent un léger avantage pour le Vastus Medialis au début du mouvement (jambe fléchie à 90°), le Vastus Lateralis au milieu (120°) et le Rectus Femoris avec la jambe plus tendue (150°). Le Rectus Femoris étant biarticulaire, il agit aussi comme fléchisseur de la hanche. Il est donc possible que les sujets se soient servis de ce muscle à la fin du mouvement seulement pour fléchir la hanche. Cette différence de performance selon l'angle suggère déjà qu'il y a une imprécision due à l'utilisation d'un seul muscle comme base de prédiction. Considérant les résultats obtenus pour le modèle complet, en particulier les corrélations plutôt irrégulières entre force mesurée et force prédite, il serait intéressant de pondérer l'activité EMG de chaque muscle selon la surface de sa

section. Il existe donc une possibilité d'augmenter la précision du modèle en utilisant cette méthode.

Tenant compte du fait qu'un seul muscle de prédiction a été utilisé, nos résultats sont comparables à ceux des autres auteurs (Lippold, 1952). Bien sûr, le fait d'utiliser les données sur trois angles a contribué à diminuer les corrélations, mais aussi à préciser le modèle étant donné que nous voulions qu'il s'applique sur une certaine étendue de mouvement. Cependant, l'angle ne s'est pas avéré un facteur de prédiction important du facteur EMG. Donc la relation entre la force fournie et l'activité EMG ne change sensiblement pas lorsque l'angle de la jambe varie. L'utilisation de la relation EMG-force sur trois angles a donc apporté une base plus solide au modèle, même en n'utilisant qu'un muscle, puisque les données servant à bâtir le modèle provenaient d'une étendue plus grande. Les courbes de tous les sujets offrent des relations linéaires entre l'activité EMG et la force fournie. Nous n'observons pas de relations quadratiques, comme certains auteurs (Vredenbregt et Koster, 1973) l'ont souligné lors d'études effectuées sur les muscles du bras.

L'utilisation de contractions isométriques seulement pour calculer le facteur EMG aide cependant à limiter la variation des facteurs d'un essai à un autre et les interférences dues aux mouvements. Il est un peu surprenant de constater des coefficients  $r^2$  assez bas pour certains sujets (0.70 à 0.85) et plus élevés (>0.90) pour d'autres. Dans les cas où les corrélations sont plus basses, il est possible qu'un autre muscle que le Vastus Lateralis influence de façon significative la force déployée dans une des positions. Ainsi, la relation entre la force fournie et l'activité EMG peut s'éloigner de la linéarité puisqu'un facteur externe vient modifier la

force. Ces différences proviennent donc de caractéristiques individuelles. Pour augmenter la précision suite à ces variations, il serait intéressant de pondérer l'importance relative des différents muscles en fonction de la position de la jambe pour tenir compte de ce facteur. De plus, l'activité EMG maximale fournie par les sujets varie considérablement d'un sujet à l'autre (546 à 2191 mV). Cette activité maximale semble donc être fonction du niveau d'entraînement des sujets puisqu'elle est le reflet de la force physique et également de l'adiposité du sujet. En effet, l'épaisseur du tissu adipeux peut influencer la réception du signal de l'activité EMG par des électrodes de surface. Le sujet no 4, bien qu'étant un coureur cycliste bien entraîné, présente une activité anormalement élevée par rapport aux autres sujets. Dans les autres cas, l'activité EMG diminue pratiquement avec le niveau d'entraînement puisque le sujet no 5 (sédentaire) présente l'activité maximale la plus basse avec 546 mV.

L'intersection des droites avec l'axe vertical ne présente pas de particularité puisqu'elle va de 0 à 0.33, sans lien visible avec une caractéristique particulière des sujets. Il est fréquent de retrouver l'intersection dans la section positive (Bigland et Lippold, 1954).

Les résultats obtenus dans l'élaboration de la courbe de force en fonction de la position de la jambe offrent en moyenne de meilleures corrélations que le facteur EMG pour certains sujets. Cependant, chez certains, la prédiction de la courbe de force théorique montre de plus bas coefficients  $r^2$  (no 3: 0.67 et no 6: 0.82). Dans les autres cas, les coefficients sont très élevés ( $0.93 \leq r^2 \leq 0.98$ ), ce qui appuie

l'hypothèse de la courbe standardisée utilisant l'activité EMG pour pondérer la force.

La position offrant la force la plus grande varie d'un sujet à l'autre. D'après la courbe, pour les sujets 1, 2 et 5, la force maximale se situerait autour de 90 degrés en flexion ou en deçà, tandis qu'elle se trouverait vers 120, 105 et 110 degrés pour les sujets 3, 4 et 6. Curieusement, ces trois derniers sujets sont des cyclistes (le sujet no 1 ne pratique le vélo qu'occasionnellement). Il est donc possible que ce type d'entraînement développe plus particulièrement les extenseurs sur cette étendue de mouvement puisque le cycliste doit fournir un effort maximal provenant des extenseurs lorsque la pédale est à l'horizontale, c'est-à-dire que la jambe est dans une extension d'environ 120°. Ce résultat, mis en évidence par la courbe de force standardisée, s'expliquerait donc par le principe de la spécificité de l'entraînement. D'autres auteurs ont trouvé des forces maximales aux environs de 110 degrés (Knopik, Wright, Mawdsley et Braun, 1982) dans des études avec des soldats qui sont normalement mieux entraînés que la moyenne de la population. Pour appuyer cette observation, le sujet no 5 (sédentaire) présente une force maximale bien en deçà de 90 degrés.

Dans le cas du sujet no 4, on remarque une surestimation de la courbe de force probablement due à une estimation fausse du facteur EMG en première partie. Il semble assez peu probable qu'un sujet puisse fournir une si grande force, surtout qu'il est le sujet le plus léger du groupe. Une erreur demeure difficile à expliquer; étant donné qu'un coefficient  $r^2$  de 0.98 est obtenu dans son cas pour la courbe

standard. La variation de l'importance de chaque muscle en fonction de la position peut expliquer du moins en partie l'estimation imprécise de cette courbe.

Lors du calcul du facteur vitesse, l'utilisation de la régression multiple et d'un facteur quadratique n'a pas suffi pour obtenir une fonction représentative de l'influence de la vitesse. Les coefficients  $r^2$  sont donc généralement assez bas (0.29 à 0.49). Certains facteurs non-considérés dans le modèle semblent donc influencer la vitesse du mouvement. Tout d'abord, une imprécision s'additionne lors de certaines étapes de calculs. L'utilisation du facteur EMG et de la courbe de force standard pour retrouver le facteur vitesse entraîne nécessairement une erreur qui s'ajoute à chaque calcul. Un autre élément pouvant influencer la précision est l'utilisation des équations du 3<sup>ième</sup> degré pour atténuer les variations d'activité EMG. Cependant, cette méthode s'est avérée supérieure au filtrage utilisant les séries de Fourier lesquelles déformaient le signal. En effet, il fallait enlever totalement les hautes fréquences pour uniformiser suffisamment le signal et éliminer de l'information essentielle à la prédiction de la force. L'idéal serait donc d'utiliser un filtre passe-bas de un ou deux Hz afin d'uniformiser le signal brut lors de la prise de données (Olney, 1984).

Normalement, les courbes de vitesse sont tracées en utilisant les données brutes (non standardisées) lors de contractions isocinétiques (Perrine et Edgerton, 1978) alors que notre protocole comporte une levée de charge constante, mais la force et la vitesse peuvent varier tout au long de l'essai. Bigland et Lippold (1954) ont aussi réussi avec succès à estimer la courbe de vitesse à partir de contractions sous-maximales durant lesquelles l'activité électromyographique était constante. Dans

ces deux cas, au moins un facteur est demeuré constant alors que lors de nos essais, tous les facteurs pouvaient varier à la fois.

Il semble donc très difficile d'estimer précisément un facteur vitesse avec la série de calculs utilisée et le nombre limité de facteurs considérés. En effet, d'autres facteurs tels que la récupération de l'énergie élastique des muscles peuvent influencer la force développée. L'effet de l'élasticité du muscle peut varier selon la charge, l'accélération, la vitesse et la stratégie (effort fourni) employée par le sujet, cet effet étant sûrement plus grand lors de contractions maximales. Les forces déployées étant alors plus grandes, l'étirement des muscles devient plus important ainsi que son influence sur la force. La prédiction de la force pour des contractions sous-maximales serait théoriquement plus précise car l'élasticité du muscle aurait alors une influence beaucoup moins grande. Ce facteur peut avoir influencé l'estimation de force dans notre cas.

Nous devons aussi faire remarquer que les relations EMG-force et force-angle ont été calculées en utilisant des contractions isométriques. Rien ne prouve que ces relations restent valide lors d'une contraction dynamique surtout en n'utilisant qu'un seul muscle. Bien que des précautions spéciales aient été prises, il est aussi possible que la fatigue musculaire soit intervenue dans certains cas, ce qui aurait pour effet de diminuer la force fournie pour une même activité électromyographique (Winter, 1979).

Comme le mentionnait Bouisset (1973), la plupart des relations trouvées donnent des précisions intéressantes dans des conditions expérimentales contrôlées.

Il est cependant difficile de trouver des relations solides tenant compte de tous les facteurs intervenant conjointement dans des conditions normales.

La difficulté d'obtenir une relation précise avec la vitesse angulaire a donc profondément atténuée la performance de notre modèle. Les coefficients  $r^2$  peuvent aller de 0.29 pour les pires essais jusqu'à 0.96 pour le meilleur. Même dans les cas où on obtient de hautes corrélations, l'écart entre la force réelle et la force calculée peut être très grand. Etant donné que le modèle sous-estime ou sur-estime la force réelle, il est évident que des facteurs extérieurs comme l'élasticité du muscle et la co-activation viennent influencer la force enregistrée. Il est donc difficile de trouver un patron de correspondance entre force réelle et force calculée qui concorderait chez tous les sujets et qui donnerait un moyen de corriger l'erreur. La prédiction peut sur-estimer ou sous-estimer la force dépendamment de la position de la jambe. Parfois, la prédiction peut aussi être plus précise avec une charge plutôt qu'une autre (40, 70 ou 100 lbs). De plus, il est possible que la fatigue soit intervenue malgré les précautions prises (i.e. deux minutes de repos entre chaque essai) surtout dans le cas des sujets moins entraînés. Cependant, la moyenne des corrélations devient intéressante ( $r^2$  de 0.58 à 0.91 selon les sujets).

## CHAPITRE VI

### Conclusion

Le modèle donne de bons résultats, en termes de corrélations, pour les essais isométriques. La précision de nos équations s'accorde bien avec la littérature. Le calcul du facteur EMG et l'élaboration d'une courbe de force standardisée apportent une précision intéressante quant à la façon de calculer une force à partir du signal électromyographique d'un muscle. Donc, tant que nous agissons dans des conditions bien contrôlées, les facteurs externes sont limités et le modèle prédictif reste efficace. L'utilisation de la moyenne du signal EMG et de la force sur 200 et 500 ms pour calculer les relations semble plus précise que l'utilisation du signal traité par une équation du 3<sup>ième</sup> degré. Il serait intéressant cependant d'utiliser la moyenne pondérée des trois muscles (RF, VL, VM) selon la surface transectionnelle pour bâtir le modèle et de constater l'amélioration par rapport à l'utilisation du seul muscle (Vastus Lateralis). Selon les recherches de Norman et Kosey (19 ), il serait possible d'augmenter ainsi la précision de la prédiction. Comme nous l'avons mentionné dans la discussion, il serait même possible de tenir compte de la position de la jambe pour pondérer différenciellement la contribution des trois muscles, ce qui augmenterait la spécificité et l'efficacité de cette pondération.



Dans le cas des essais dynamiques, les mêmes étapes pourraient être effectuées pour des contractions isocinétiques plutôt qu'isotoniques. Il faut chercher à contrôler certains des facteurs qui semblent influencer la prédiction. En effet, il serait plus facile de reproduire la courbe de relation force-vitesse à l'aide d'un dynamomètre isocinétique que d'essayer de la reproduire à partir de contractions où la seule constante est la charge, ce qui entraîne des variations de vitesse (accélération ou décélération), et par conséquent des variations de la force transmise et du signal électromyographique. L'utilisation d'un filtre passe-bas de 1 ou 2 Hz pourrait aussi aider la précision en évitant une manipulation mathématique sur une partie des données, ce qui entraîne des résultats différents selon la portion de mouvement qui est intégrée dans l'analyse. Ces trois modifications permettraient sûrement une augmentation de la capacité prédictive du modèle, en tout cas des corrélations plus fortes et surtout plus égales d'un essai à l'autre pour tous les sujets. Cependant, les facteurs comme la fatigue ou l'énergie élastique des muscles resteront des éléments causant une variation non contrôlée sur la force déployée lors de contractions dynamiques.

Dans sa forme actuelle, le modèle peut donc prédire efficacement des efforts isométriques, qui peuvent s'observer fréquemment dans le monde du travail. Il serait aussi possible de calculer le facteur EMG et la courbe de force théorique en utilisant beaucoup moins de données que lors de l'expérimentation tout en conservant une excellente précision. Une validation de la partie isométrique du modèle construit à partir d'une procédure simplifiée serait logiquement la prochaine étape de son développement.

## REFERENCES

- Bergstrom, R.M. The relation between the number of impulses and the integrated electrical activity in electromyogram. *Acta Physiologica Scand.* 1959, 45, 97-101.
- Bigland, B. et O. C. J. Lippold. The relation between force velocity and integrated electric activity in human muscle. *Journal of Physiology.* 1954, 123, 214-224.
- Bigland-Ritchie, B., C. G. Kukulka et J. J. Woods. Surface EMG-force relation in human muscle of different fiber composition. *Journal of Physiol.* 1980, 308, 103-104.
- Bouisset, S. et F. Goubel. Integrated electromyogram activity and muscle work. *Journal of Applied Physiology* 1973, 35 (5), 695-702.
- Delagi, E. F., A. Perotto, J. Iazzetti et D. Morrison. *Anatomic guide for the electromyographer.* Charles C. Thomas publisher, 1975.
- Fenn, W.O. et B. S. March. Muscular force at different speeds of shortening. *Journal of Physiology London* 1935, 85, 277-297.
- Fujiwara, M. et J. V. Basmajian. Electromyographic study of two-joint muscles. *Ann. J. Phys. Med.* 1975, 54, 234-242.
- Hill, A. V. The heat of shortening and the dynamic constant of muscle. *Proc. Roy. Soc. London.* 1938, 126-b, 136-195.
- Hof, A. L. EMG and muscle force: an introduction. *Hum. mov. Sc.* 1984, 3, 119-153.

- Inman, V. T., H. J. Ralston, C. M. Saunders, B. Feinstein et W. W. Wright. Relation of human electromyogram to muscular tension. *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1952, 187-194.
- Jones, L. A. et I. W. Hunter. Force and EMG correlates of constant effort contractions. *European Journal Applied Physiology* 1982, 51, 75-83.
- Knutsson, E. et C. Richards. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain.* 1979, 95, 475-486.
- Kosey, J., R. Norman et D. Winter. The relationship between EMG and torque during static and dynamic contractions. *Société canadienne de biomécanique (SCB), La locomotion humaine* 2, 1982, 108-109.
- Laurence, J. H. et C. J. De Luca. Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *Journal of Applied Physiology* 1983, 54(6), 1653-1659.
- Lippold, O. C. J. The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. *Journal Physiology Lond.* 1952, 117, 492-499.
- Messier, R. Tuh electromyogram as a measure of tension in the human biceps and triceps muscles. *Whitehall Found Rep.*, 1970, 1, 1-13.
- Moller, E. The chewing apparatus. *Acta Physiol. Scand.* 69, suppl. 280, 1966.
- Perrine, J. J. et R. Edgerton. Muscle force-velocity and power-velocity relationship under isokinetic loading. *Medicine and Sciences of Sport* 1978, 10 (3), 159-166.
- Ralston, H. J. Use and limitations of electromyography in quantitative study of skeletal muscle function. *Amer. J. Orthop.* 1961, 47, 521-530.

- Scherrer, J., A. Bourguignon et R. Marty. Evaluation électromyographique du travail statique. *Journal of Physiology* 1957, 49, 376-378.
- Scherrer, J., A. Bourguignon. Changes in the electromyogram produced by fatigue in man. *Journal of Physiology and Medicine* 1959, 38, 170-180.
- Vrendenbregt, J. et W. G. Koster. Some aspects of muscle mechanics in vivo. *I.P.O. Ann. Progr. Rep.* 1966, 1, 94-100.
- Winter, D. A. *Biomechanical of Human Movement*. John Wiley and sons, Toronto, 1979.

## ANNEXE A

Formulaires utilisés

## QUESTIONNAIRE

NO DE SUJET : \_\_\_\_\_

NOM : \_\_\_\_\_

PRENOM : \_\_\_\_\_

AGE : \_\_\_\_\_

POIDS : \_\_\_\_\_

TAILLE : \_\_\_\_\_

SPORT(S) PRATIQUE(S) \_\_\_\_\_

ENTRAINEMENT : \_\_\_\_\_ HEURES PAR SEMAINE

FORCE MAXIMALE A 150° : \_\_\_\_\_ 120° : \_\_\_\_\_ 90° : \_\_\_\_\_

VALEUR DU GONIO. A 90° : \_\_\_\_\_ ET 10° : \_\_\_\_\_

VALEUR DE LA CELLULE

DE FORCE A : 0 LBS : \_\_\_\_\_ ET 50 LBS : \_\_\_\_\_

**SUJET NO 3**

NOM :

PRENOM :

**PARTIE 1** : Force maximale

120° : \_\_\_\_\_ 150° : \_\_\_\_\_ 90° : \_\_\_\_\_

**PARTIE 2** : A : Relation EMG-torque

			<u>Fichier</u>	<u>Amplification</u>		
				RF	VL	VM
50%	à	60°	CA50P60D	2	2	2
25%	à	60°	CA25P60D	2	2	2
75%	à	60°	CA75P60D	2	2	2
50%	à	30°	CA50P30D	2	2	2
25%	à	30°	CA25P30D	2	2	2
75%	à	30°	CA75P30D	2	2	2
50%	à	90°	CA50P90D	2	2	2
25%	à	90°	CA25P90D	2	2	2
75%	à	90°	CA75P90D	2	2	2

B : Relation angle-torque

50°	CB50D	2	2	2
40°	CB40D	2	2	2
60°	CB60D	2	2	2
20°	CB20D	2	2	2
10°	CB10D	2	2	2
30°	CB30D	2	2	2
80°	CB80D	2	2	2
70°	CB70D	2	2	2
90°	CB90D	2	2	2

C : Relation torque-vitesse

5 essais à 100 lbs	CC100L	2	2	2
5 essais à 40 lbs	CC40L	2	2	2
5 essais à 70 lbs	CC70L	2	2	2

## ANNEXE B

Calculs effectués pour le sujet no 3



### Etapes de calculs pour le sujet no 3

#### Facteur EMG

1<sup>ière</sup> étape : Courbe de force mesurée par rapport à l'activité électromyographique (EMG) du Vastus Lateralis (VL), du Rectus Femoris (RF) et du Vastus Medialis (VM).

Angle	Force (lbs)	Activité EMG ( $\mu$ V)			
		RF	VL	VM	VL <sup>2*</sup>
90°	48	157	233	427	—
	90	334	442	989	—
	129	574	628	1425	—
	136	847	660	1413	—
$r^{2**}$		0.88	1.00	0.99	1.00
120°	39	208	180	225	—
	69	323	345	406	—
	119	377	598	860	—
	173	933	1005	1324	—
$r^{2**}$		0.85	0.99	1.00	1.00
150°	24	185	95	73	—
	42	227	290	188	—
	69	392	534	402	—
	105	942	570	569	—
$r^{2**}$		0.91	0.86	0.99	0.90
Moyenne $r^{2***}$		0.88	0.95	0.99	0.97

\* équation quadratique

- \*\* coefficient  $r^2$  pour l'équation de prédiction linéaire (RF, VL, VM) et quadratique ( $VL^2$ ).
- \*\*\* moyenne des coefficients  $r^2$ . Ce résultat appuie le choix de l'équation linéaire utilisant le Vastus Lateralis. L'utilisation d'une équation quadratique apporte qu'une amélioration minime (0.95 à 0.97).

2 ième étape : Nous devons maintenant faire le prolongement théorique pour connaître la force fournie pour une activité EMG «maximale». Pour ce sujet, EMG standard est désormais 1005  $\mu V$ .

Angle	Equation	Force prédite (lbs) pour un EMG de 1005 $\mu V$ (EMG std)
90°	$F = 0.206 VL - 0.374$	207
120°	$F = 0.163 VL + 13.314$	177
150°	$F = 0.147 VL + 5.46$	153

3 ième étape : Il est maintenant possible de diviser chaque droite par la force prédite.

Angle	Force mesurée (lbs)	Force prédite (EMG standard)	<u>Force mesurée</u> Force prédite	EMG mesuré
90°	48	207	0.232	233
	90	207	0.435	442
	129	207	0.624	628
	136	207	0.658	660
120°	39	177	0.220	180
	69	177	0.390	345
	119	177	0.672	598
	173	177	0.977	1005
150°	24	153	0.457	95
	42	153	0.274	290
	69	153	0.450	534
	105	153	0.685	570

4 ième étape : A partir de l'activité EMG mesurée, pour le VL il s'agit maintenant de retrouver l'équation qui prédira le facteur EMG le plus simplement possible pour tous les angles.

$$\text{Facteur EMG} = 0.00095 \text{ EMG} + 0.400 \quad (r^2 = 0.90)$$

Courbe de force théorique (EMG standard).

Les essais de la série B sont utilisés pour bâtir cette courbe.

1 ière étape : En utilisant le facteur EMG, il est possible de retrouver la force théoriquement possible.

Angle	EMG	Facteur EMG	Force mesurée	Force théorique*
93 <sup>º**</sup>	660	0.667	136	204
103 <sup>º</sup>	828	0.827	125	151
114 <sup>º</sup>	802	0.802	161	201
124 <sup>º</sup>	1005	0.995	173	174
134 <sup>º</sup>	635	0.643	148	230
143 <sup>º</sup>	676	0.682	140	205
153 <sup>º</sup>	570	0.582	105	181
162 <sup>º</sup>	614	0.623	77	124
172 <sup>º</sup>	667	0.674	56	83

\* EMG standard (force mesurée / facteur EMG)

\*\* Bien que l'angle désiré était 90<sup>º</sup>, la déformation de la machine du à l'effort permettait un angle de 93<sup>º</sup>.

2 ième étape : Une équation quadratique permet de modéliser cette courbe.

$$\text{Force théorique (EMG standard)} = - 0.046 A^2 + 11.209 A - 476.418 \quad (r^2 = 0.70)$$

où A = angle de la jambe.

### Facteur force-vitesse

Nous sommes maintenant prêts à calculer le dernier facteur. Etant donné qu'il y avait plusieurs étapes de calculs et un nombre impressionnant de données, un programme (voir Annexe C) fût élaboré pour effectuer les étapes de calcul de 1 à 5.

Etape 1 : Nous devons d'abord filtrer l'activité EMG par une équation du 3 ième degré par rapport au temps.

Etape 2 : Pour déterminer la vitesse du mouvement de la jambe, nous avons décidé d'utiliser la dérivée de l'équation du déplacement de la jambe. Comme nous utilisons aussi une équation du 3 ième degré dans ce cas, la même sous-routine a été utilisée (ligne 150 à 245).

Etape 3: Il ne reste plus qu'à dériver cette équation pour obtenir la vitesse du mouvement.

Etape 4 : Le programme divise ensuite la force mesurée par le facteur EMG pour retrouver la force théorique (EMG standard).

Etape 5 : Le programme calcule pour chaque essai dynamique analysé le ratio entre la force théorique dynamique calculée à l'étape 4 et la force théorique pour une contraction isométrique (vitesse = 0). Il fournit aussi la vitesse correspondante et ce, pour des angles de 90°, 100°, ..., 170° (voir Annexe D).

Etape 6 : Pour retrouver notre facteur vitesse, il suffit d'utiliser un logiciel d'analyse pour obtenir l'équation la plus précise (voir Annexe E).

$$\text{Facteur vitesse} = - 0.000005459 \, w^2 + 0.001 \, w - 0.003 \, A + 1.238 \, (r^2 = 0.471)$$

où  $w$  = vitesse angulaire (°/sec);

$A$  = angle (°).

## ANNEXE C

Programme de calcul du facteur vitesse

```

2 N=250
3 INPUT"COMBIEN DE FICHIERS? ",M
4 FOR J= 1 TO M:PRINT "FICHIER ";J:INPUT"NOM DU FICHIER?
",FILE$(J):NEXT
11 INPUT "COEFFICIENTS FORCE-EMG(C1,C0)? ",C1,C0
12 INPUT "COEFFICIENTS FORCE MAX-ANGLE(D2,D1,D0)? ",D2,D1,D0
13 DIM Y(N),G(N),F(N),VL(N),W(N)
14 FOR A=1 TO M
15 OPEN FILE$(A) FOR INPUT AS #1
16 FOR I=0 TO 249:INPUT#1,F(I):NEXT
17 FOR I=0 TO 249:INPUT#1,G(I):NEXT
18 FOR J=1 TO 2
19 FOR I=0 TO 249:INPUT #1,VL(I):NEXT
20 NEXT J
21 CLOSE #1
22 VLI=1E+30:VLA=-VLI:FI=VLI:FA=VLA:GI=VLI:GA=VLA
25 FOR I= 0 TO 249
26 IF F(I)<FI THEN FI=F(I)
27 IF FA<F(I) THEN FA=F(I)
28 IF GA<G(I) THEN GA=G(I)
29 IF G(I)<GI THEN GI=G(I)
30 IF VL(I) < VLI THEN VLI = VL(I)
31 IF VLA < VL(I) THEN VLA = VL(I)
32 NEXT
33 VLI=0:FI=0:GI=0:FY=250/(FA-FI+1):GY=250/(GA-GI+1)
34 CY = 250/(VLA-VLI+1):CX=INT(400/N):X1=80:Y1=250
35 FOR I = 0 TO N-1:X2=80+I*CX:Y2=250-CY*(VL(I)-VLI):LINE (X1,Y1)-
(X2,Y2):X1=X2:Y1=Y2:NEXT
36 X1=80:Y1=250:FOR I=0 TO N-1:X2=80+I*CX:Y2=250-FY*(F(I)-
FI):LINE(X1,Y1)-(X2,Y2):X1=X2:Y1=Y2:NEXT
38 X1=80:Y1=250:FOR I=0 TO N-1:X2=80+I*CX:Y2=250-GY*(G(I)-
GI):LINE(X1,Y1)-(X2,Y2):X1=X2:Y1=Y2:NEXT
40 FOR I=0 TO 249:Y(I)=G(I):NEXT:GOSUB 150
45 FOR I= 0 TO 249:W(I)=(B1+B2*I+B3*I*I)*500:Y(I)=VL(I):NEXT:GOSUB
150
50 FOR I= 0 TO
221:VL(I)=B0+B1*I+B2*I*I+B3*I*I*I:F(I+28)=F(I+28)/(C0+C1*VL(I)):F(I+28
)=F(I+28)/(D0+D1*G(I+28)+D2*G(I+28)*G(I+28)):NEXT
51 X1=80:Y1=250:FOR I = 0 TO N-1:X2=80+I*CX:Y2=250-CY*(VL(I)-
VLI):LINE (X1,Y1)-(X2,Y2):X1=X2:Y1=Y2:NEXT
52 F90=0:F100=0:F110=0:F120=0:F130=0:F140=0:F150=0:F160=0:F170=0
54 I=-1
55 I=I+1

58 IF G(I)=100 AND F100=0 THEN
F100%=F(I)*10000:F100=F100%/10000:W100%=W(I)*10:W100=W100%/10:G
OTO 70

```



```

59 IF G(I)=110 AND F110=0 THEN
F110%=F(I)*10000:F110=F110%/10000:W110%=W(I)*10:W110=W110%/10:G
OTO 70
60 IF G(I)=120 AND F120=0 THEN
F120%=F(I)*10000:F120=F120%/10000:W120%=W(I)*10:W120=W120%/10:G
OTO 70
61 IF G(I)=130 AND F130=0 THEN
F130%=F(I)*10000:F130=F130%/10000:W130%=W(I)*10:W130=W130%/10:G
OTO 70
62 IF G(I)=140 AND F140=0 THEN
F140%=F(I)*10000:F140=F140%/10000:W140%=W(I)*10:W140=W140%/10:G
OTO 70
63 IF G(I)=150 AND F150=0 THEN
F150%=F(I)*10000:F150=F150%/10000:W150%=W(I)*10:W150=W150%/10:G
OTO 70
64 IF G(I)=160 AND F160=0 THEN
F160%=F(I)*10000:F160=F160%/10000:W160%=W(I)*10:W160=W160%/10:G
OTO 70
65 IF G(I)= 170 AND F170=0 THEN
F170%=F(I)*10000:F170=F170%/10000:W170%=W(I)*10:W170=W170%/10:G
OTO 70
70 IF I<250 THEN 55
72 LPRINT FILE$(A)
75 LPRINT "90",F90,W90
76 LPRINT "100",F100,W100
77 LPRINT "110",F110,W110
78 LPRINT "120",F120,W120
79 LPRINT "130",F130,W130
80 LPRINT "140",F140,W140
81 LPRINT "150",F150,W150
82 LPRINT "160",F160,W160
83 LPRINT "170",F170,W170
85 NEXT A
100 END
150
SY=0:SYX=0:SYX2=0:SYX3=0: SX=0: SX2=0: SX3=0: SX4=0: SX5=0: SX6=0
155 FOR I=0 TO 249
160 SY=SY+Y(I):SYX=SYX+(Y(I)*I):SYX2=SYX2+(Y(I)*I^2)
165 SYX3=SYX3+(Y(I)*I^3)
170 SX=SX+I: SX2= SX2+I^2: SX3= SX3+I^3: SX4= SX4+I^4
175 SX5= SX5+I^5: SX6= SX6+I^6
180 NEXT I
185 X(1,1)=250
186 X(1,2)=SX:X(2,1)=SX
187 X(1,3)=SX2:X(2,2)=SX2:X(3,1)=SX2
188 X(1,4)=SX3:X(2,3)=SX3:X(3,2)=SX3:X(4,1)=SX3
189 X(2,4)=SX4:X(3,3)=SX4:X(4,2)=SX4
190 X(3,4)=SX5:X(4,3)=SX5

```

```
191 X(4,4)=SX6
192 VY(1)=SY
193 VY(2)=SYX
194 VY(3)=SYX2
195 VY(4)=SYX3
200 DE=1:FOR J=1 TO 4:PV=X(J,J):DE=DE*PV:X(J,J)=1
202 FOR I=1 TO 4:X(J,I)=X(J,I)/PV:NEXT
204 FOR I=1 TO 4:IF I=J THEN 210
206 TT=X(I,J):X(I,J)=0:FOR L=1 TO 4:X(I,L)=X(I,L)-X(J,L)*TT:NEXT
210 NEXT:NEXT
220 B0=X(1,1)*VY(1)+X(1,2)*VY(2)+X(1,3)*VY(3)+X(1,4)*VY(4)
225 B1=X(2,1)*VY(1)+X(2,2)*VY(2)+X(2,3)*VY(3)+X(2,4)*VY(4)
230 B2=X(3,1)*VY(1)+X(3,2)*VY(2)+X(3,3)*VY(3)+X(3,4)*VY(4)
235 B3=X(4,1)*VY(1)+X(4,2)*VY(2)+X(4,3)*VY(3)+X(4,4)*VY(4)
240 FOR I= 0 TO 249:Y(I)=B0+B1*I+B2*I*I+B3*I*I*I:NEXT
245 RETURN
```

## ANNEXE D

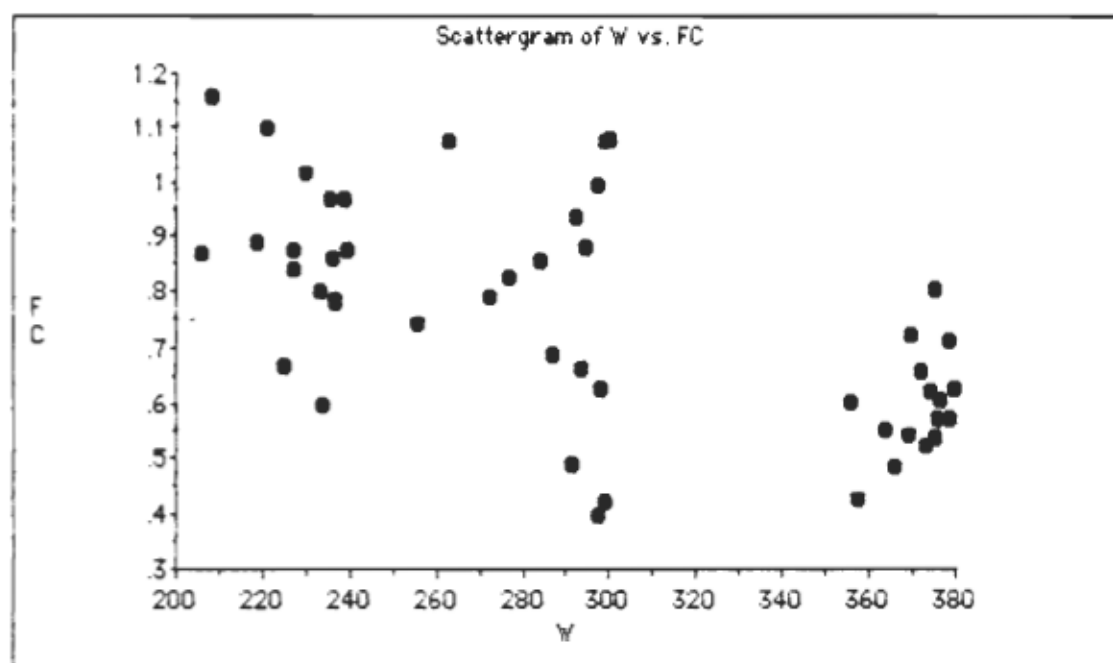
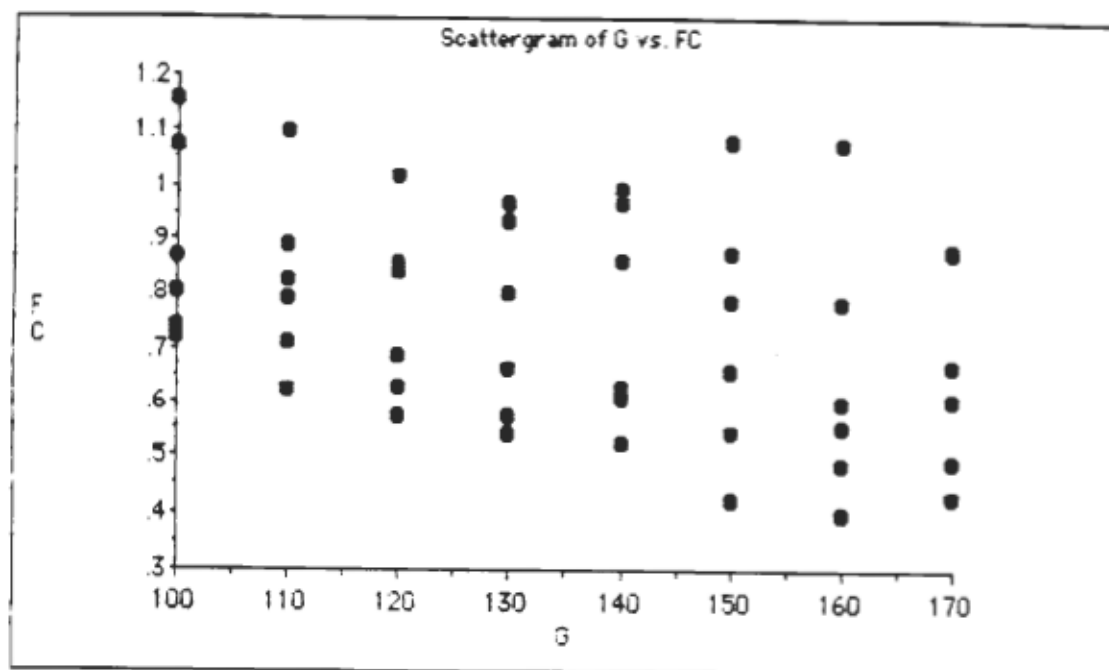
Résultats imprimés du programme de calcul du facteur vitesse

90	0	0
100	.8029	375.3
110	.709	378.7
120	.6248	379.9
130	.5702	379.1
140	.606	376.5
150	.6531	372.3
160	.4819	366
170	.4213	357.9
DC40L4		
90	0	0
100	.7179	370.1
110	.6221	374.3
120	.5715	375.9
130	.5385	375.7
140	.5222	373.5
150	.5425	369.4
160	.5529	363.9
170	.5985	356.1
DC70L2		
90	0	0
100	.74	255.9
110	.7887	272.3
120	.8494	284.3
130	.9254	292.5
140	.9896	297.8
150	1.0787	300.1
160	1.0705	299.3
170	.8775	294.9
DC70L4		
90	0	0
100	1.0738	262.7
110	.8222	276.9
120	.6814	287
130	.657	293.8
140	.6233	297.9
150	.419	299.3
160	.3933	297.4
170	.4871	291.3
DC100L2		
90	0	0
100	.8644	206.4
110	.8877	219.2
120	.8383	227.5
130	.7981	233.2
140	.8574	236.5
150	.7827	237
160	.5928	233.9
170	.6624	224.8
DC130L4		
90	0	0
100	1.1538	206.4
110	1.0974	221
120	1.011	230
130	.9635	235.6
140	.9617	239
150	.8686	239.6
160	.7786	236.9
170	.8699	227.5

## ANNEXE E

Utilisation du logiciel de régression multiple

	G	FC	W	G*2	W*2
1	100	.8029	375.3	10000.000	140150.070
2	110	.7080	376.7	12100.000	143413.690
3	120	.6248	379.9	14400.000	144824.010
4	130	.5702	379.1	16900.000	143716.810
5	140	.6060	376.5	19600.000	141752.250
6	150	.6531	372.3	22500.000	138607.290
7	160	.4817	366.0	25600.000	133956.000
8	170	.4213	357.9	28900.000	128092.410
9	100	.7179	370.1	10000.000	136974.010
10	110	.6221	374.3	12100.000	140100.490
11	120	.5715	375.9	14400.000	141300.810
12	130	.5385	375.7	16900.000	141150.490
13	140	.5222	373.5	19600.000	139502.250
14	150	.5425	369.4	22500.000	136456.360
15	160	.5529	363.9	25600.000	132423.210
16	170	.5985	356.1	28900.000	126607.210
17	100	.7400	255.9	10000.000	65484.810
18	110	.7837	272.3	12100.000	74147.290
19	120	.8494	284.3	14400.000	80326.490
20	130	.9284	292.5	16900.000	85556.250
21	140	.9196	297.3	19600.000	88684.840
22	150	1.0737	300.1	22500.000	90080.010
23	160	1.0705	299.3	25600.000	89510.490
24	170	.8775	294.9	28900.000	86966.010
25	100	1.0733	262.7	10000.000	69011.290
26	110	.8232	276.9	12100.000	76673.610
27	120	.6914	287.0	14400.000	82369.000
28	130	.6570	293.6	16900.000	8618.440
29	140	.6233	297.9	19600.000	88744.410
30	150	.4130	299.3	22500.000	89530.490
31	160	.3933	297.4	25600.000	88446.760
32	170	.4871	291.3	28900.000	84355.690
33	100	.3644	206.4	10000.000	42600.960
34	110	.3837	219.2	12100.000	48043.640
35	120	.3833	227.5	14400.000	51756.250
36	130	.7931	233.2	16900.000	54382.240
37	140	.3574	236.5	19600.000	55932.250
38	150	.7327	237.0	22500.000	56169.000
39	160	.5923	233.9	25600.000	54709.210
40	170	.6624	224.3	28900.000	50335.040
41	100	1.1533	208.4	10000.000	43430.560
42	110	1.0973	221.0	12100.000	48841.000



## Multiple - Y : FC Three X variables

DF:	R-squared:	Std. Err.:	Coef. Var.:
47	.471	.149	19.858

## Analysis of Variance Table

Source	DF:	Sum Squares:	Mean Square:	F-test:
REGRESSION	3	.869	.29	13.057
RESIDUAL	44	.976	.022	p ≤ .0001
TOTAL	47	1.845		

1

## Beta Coefficient Table

Parameter:	Value:	Std. Err.:	T-Value:	Partial F:
INTERCEPT	1.238	.753	1.646	
G	-.003	.001	-3.05	9.305
W	.001	.005	.261	.068
W <sup>2</sup>	-.000005459	.000008854	-.617	.38

2