

MINISTERE DE LA SANTE
REGION LORRAINE
ECOLE DE KINESITHERAPIE DE NANCY

**ETUDE ISOCINETIQUE
DES MUSCLES
FLECHISSEURS ET EXTENSEURS
DE LA CHEVILLE**

Rapport de travail écrit personnel
présenté par Valéry VADEL
étudiant en 3ème année de kinésithérapie
en vue de l'obtention du diplôme d'état
de masseur kinésithérapeute
1994 - 1995.

SOMMAIRE

	PAGE
RESUME	
1. INTRODUCTION.....	1
2. RAPPELS CINESIOLOGIQUES.....	2
2. 1. Les fléchisseurs.....	4
2. 1. 1. Cinésiologie des fléchisseurs.....	4
2. 1. 2. Rôle des fléchisseurs dans la marche.....	5
2. 2 Les extenseurs.....	6
2. 2. 1. Cinésiologie des extenseurs.....	6
2. 2. 2. Le triceps sural.....	7
2. 2. 3. Les extenseurs accessoires.....	8
2. 2. 4. Rôle des extenseurs dans la marche.....	8
3. MATERIEL ET METHODE.....	10
3. 1. Matériel.....	10
3. 1. 1. Rappels sur l'isocinétisme.....	10
3. 1. 2. Le Cybex 350.....	11
3. 1. 3. Population.....	11
3. 2. Méthode.....	12
3. 2. 1. Echauffement.....	12

3. 2. 2. Installation pendant les tests.....	12
3. 2. 3. Mesures préalables.....	15
3. 2. 4. Protocole des tests.....	15
4. ANALYSE DES RESULTATS.....	16
4. 1 Courbes isocinétiques de la cheville.....	16
4. 1. 1. Courbes à 30°/s.....	16
4. 1. 2. Courbes à 120°/s.....	18
4. 2. Secteur d'amplitude du pic de couple.....	19
4. 2. 1. Valeurs à 30°/s.....	19
4. 2. 2. Valeurs à 120°/s.....	19
4. 3. Le pic de couple en fonction du poids.....	20
4. 4. Le travail total.....	20
4. 4. 1. Travail à 30°/s.....	20
4. 4. 2. Travail à 120°/s.....	20
4. 5. Puissance moyenne.....	21
4. 5. 1. Puissance à 30°/s.....	21
4. 5. 2. Puissance à 120°/s.....	21
4. 6. Le ratio agoniste - antagoniste.....	21
5. DISCUSSION.....	22
5. 1. Les courbes.....	22
5. 2. Pic de couple et angle d'apparition.....	23
5. 3. Pic de couple en fonction du poids corporel.....	23
5. 4. Travail et puissance.....	24
5. 5. Ratio agoniste - antagoniste.....	24

6. CONCLUSION.....25

BIBLIOGRAPHIE

ANNEXES

RESUME

Après un rappel cinésiologique de la flexion/extension de la cheville et sur l'isocinétisme, nous définissons l'installation du patient ainsi que le protocole du test.

Dans un but de bilan musculaire de la cheville, nous avons établi un protocole de test auquel nous avons soumis 31 sujets masculins sains.

Après analyse des résultats et en s'appuyant sur des travaux déjà effectués, nous avons établi les courbes standards de flexion et d'extension à 30 et 120 °/s pour cette population ainsi que l'angle d'apparition du pic de couple pour chaque courbe, le rapport entre le pic de couple et le poids du corps, le travail total moyen, la puissance moyenne et le ratio agoniste/antagoniste.

1. INTRODUCTION

Le travail que nous avons réalisé consiste à mettre au point un protocole de tests isocinétiques pour la flexion/extension de la cheville puis, dans un deuxième temps, soumettre ces tests à un panel de sujets sains. Le but de cette étude est d'établir une courbe de référence afin d'évaluer l'articulation de la cheville. Ceci est possible grâce à la précision et la reproductibilité de cette méthode de bilan. En effet, l'isocinétisme est la seule technique permettant de mesurer de façon fiable et reproductible la force musculaire quelle que soit la position angulaire de l'articulation (4).

Pour ce bilan, à partir des tests, nous déterminerons :

- la courbe standard des fléchisseurs et des extenseurs de la cheville de cette population,
- le couple de force maximal ou pic de couple des fléchisseurs et des extenseurs ainsi que leur angle d'apparition,
- le rapport entre le pic de couple et le poids du corps,
- le travail total moyen qui est directement dépendant de la vitesse de l'exercice et de l'amplitude du mouvement,
- la puissance moyenne,
- et le ratio agoniste/antagoniste qui est un reflet de l'équilibre dynamique de l'articulation.

2. RAPPELS CINESIOLOGIQUES

Le mouvement de flexion/extension de la cheville est réalisé dans un plan parasagittal, ouvert en dehors de 15°, autour d'un axe oblique en bas, en dehors et en arrière. Cet axe passe par les malléoles tibiale et fibulaire (ANNEXE I). Ce mouvement met en jeu plusieurs articulations :

- la tibio-tarsienne qui est une trochléenne et ne permet donc qu'un seul degré de liberté,
- les articulations tibio-fibulaires supérieures et inférieure (ANNEXE I) dont le mouvement est entraîné automatiquement lors de la flexion et de l'extension de la tibio-tarsienne.

Nous allons définir la position de référence. Elle est réalisée lorsque la plante du pied est placée perpendiculairement à l'axe de la jambe. A partir de cette position, nous pouvons définir les mouvements de flexion et d'extension.

La flexion, ou dorsiflexion, est le mouvement qui rapproche la face dorsale du pied de la face antérieure de la jambe (fig. 1). Ce mouvement est limité en avant par la butée du talus (ANNEXE I) sur la marge antérieure du pilon tibial et en arrière et latéralement par la mise en tension de la capsule postérieure, des faisceaux postérieurs des ligaments latéral et médial et du triceps sural (17).

De même, nous définissons le mouvement d'extension, ou flexion plantaire, comme étant le mouvement qui éloigne la face dorsale du pied de la face antérieure de la jambe (fig. 1). Ce mouvement est limité par la butée du talus (ANNEXE I) contre la malléole postérieure de Destot en arrière, par la mise en tension de la capsule et des muscles fléchisseurs en avant et latéralement par la mise en tension des faisceaux antérieurs des ligaments latéral et médial (17).

L'amplitude de flexion est de 20 à 30° alors que l'extension est comprise entre 30 et 50° (9).

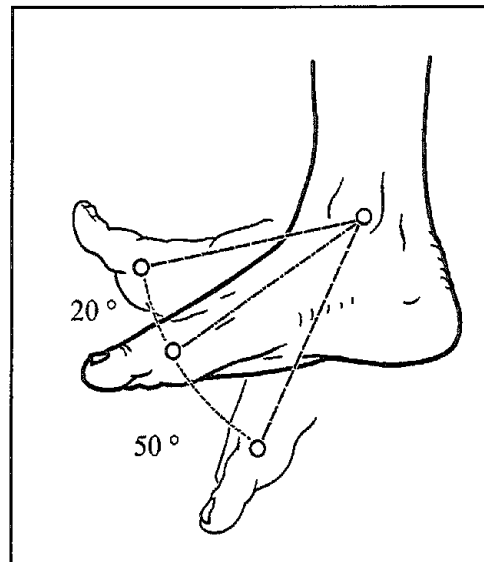


Figure 1 : Schéma de flexion/extension (d'après Kapandji)

Les tendons des muscles de la jambe, qui s'insèrent sur le pied sont plaqués contre l'articulation par des coulisses ostéo-tendineuses, constituent l'élément moteur de la cheville. L'action des muscles est définie en fonction de la situation des tendons par rapport à l'axe de rotation passant par les deux malléoles (fig. 2).

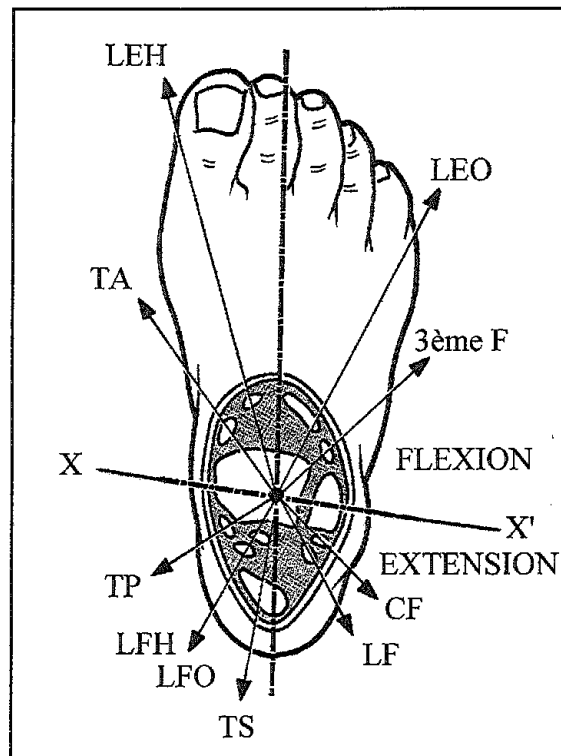


Figure 2 : Répartition tendineuse par rapport à l'axe de rotation (d'après Ombredanne)

2. 1. Les fléchisseurs

2. 1. 1. Cinésiologie des fléchisseurs

D'après le schéma d'Ombredanne, les muscles fléchisseurs ont leurs tendons situés en avant de l'axe transversal (9). Ils sont au nombre de quatre du médial au latéral :

- le tibial antérieur,
- le long extenseur de l'hallux,
- le long extenseur des orteils,
- et le troisième fibulaire (ANNEXE I).

Au niveau du coup du pied, ils subissent un changement de direction imposé par une poulie de réflexion constituée par le rétinaculum des extenseurs (ANNEXE I) ce qui permet de garder un angle d'attaque des tendons sur le squelette constant quel que soit le degré de flexion de la cheville (15). Cette action de flexion est couplée à une autre action :

- les muscles médiaux c'est à dire le tibial antérieur et le long extenseur de l'hallux sont en même temps adducteurs et supinateurs,

- les muscles latéraux : le long extenseur des orteils et le troisième fibulaire sont abducteurs et pronateurs.

La flexion pure de la cheville n'est donc possible que par une contraction synergique de ces deux groupes antagonistes (9).

2. 1. 2. Rôle des fléchisseurs dans la marche

Ils ont un rôle important dans la phase d'attaque du talon au sol (0 à 15%) . Dans cette phase ce sont de puissants abaisseurs du calcaneus (ANNEXE I) (15) et freinent, par un travail excentrique, l'abattée du pied au sol. Dans cette phase, le tibial antérieur joue un rôle de dissipateur d'énergie en amortissant le choc produit par l'application au sol de la masse du corps (16).

Les fléchisseurs sont silencieux dans la phase où le pied est à plat au sol (15 à 40%) et au décollement du talon (40 à 50 %) (16).

Dans la phase de décollement des orteils (50 à 60%), le tibial antérieur, le long extenseur des orteils et le long extenseur de l'hallux s'apprêtent à lever le pied pour le passage du pas ; dans la phase d'avancée du membre inférieur oscillant (60 à 75%) les fléchisseurs ont une activité de releveur de l'avant pied par une contraction statique ou dynamique selon les auteurs (16).

Enfin dans la phase d'extension totale (75 à 100%) les fléchisseurs se préparent à leur fonction d'amortisseur.

2. 2. Les extenseurs

2. 2. 1. Cinésiologie des extenseurs

En se rapportant au schéma d'Ombredanne, les extenseurs ont leurs tendons situés en arrière de l'axe transversal de rotation. Les extenseurs sont au nombre de six, qui sont du latéral au médial (ANNEXE I) :

- le court fibulaire,
- le long fibulaire,
- le triceps sural,
- le long fléchisseur de l'hallux,
- le long fléchisseur des orteils,
- et le tibial postérieur.

En pratique, seul le triceps sural est efficace c'est donc l'extenseur principal. Les autres muscles ont un rôle d'extenseur accessoire.

2. 2. 2. Le triceps sural

Il se compose d'un chef monoarticulaire, le muscle soléaire et de deux chefs biarticulaires, les gastrocnémiens (ANNEXE I).

Pour certains auteurs (16), le soléaire est divisé en deux muscles qui ont une action propre que nous reverrons lors de l'étude de la marche. Le soléaire est un muscle tonique. En effet, nous constatons à partir la répartition histologique des muscles que le soléaire possède une prédominance de fibres musculaires de type I (ANNEXE II). Les fibres de type I sont des fibres à contraction lente et développent une tension peu élevée et sont peu fatigables. Nous constatons que la profondeur du muscle possède une proportion en fibres I plus importante que la surface (18). Le soléaire agit principalement comme stabilisateur du genou en chaîne fermée (1).

Les gastrocnémiens qui représentent les deux chefs biarticulaires du triceps ont leur force maximale quand le genoux et la cheville sont en extension (9). C'est pour cette raison que nous avons installés les sujets en extension de genou pour effectuer nos tests. Les gastrocnémiens sont des muscles toniques. En effet, les gastrocnémiens ont une prédominance de fibres musculaires de type II (ANNEXE II). Les fibres de type II sont des fibres à contraction rapide, développant une tension élevée et elles sont fatigables (18). Les gastrocnémiens développent une force explosive, ce sont les réservoirs d'énergie du triceps sural (16).

Le mode d'insertion du tendon d'Achille augmente l'efficacité du triceps sural. En effet, celui-ci s'insère à la partie postéro-inférieure du calcaneus de qui il est séparé par une bourse séreuse. Avec ce mode d'insertion, la force musculaire ne s'applique pas au point d'insertion mais au point de tangence du tendon avec la face postérieure du calcaneus. On a donc le tendon qui se déroule de la flexion à l'extension avec un bras de levier restant toujours sensiblement horizontal et formant un angle constant avec la direction du tendon (9).

2. 2. 3. Les extenseurs accessoires

Il s'agit :

- des deux muscles latéraux : le court et le long fibulaire qui sont également abducteurs et pronateurs au niveau du pied (9),

- des trois muscles médiaux : le long fléchisseur de l'hallux, le long fléchisseur des orteils et le tibial postérieur qui sont également adducteurs et supinateurs au niveau du pied.

L'extension pure se fait par une contraction synergique des deux groupes musculaires antagonistes (9). Le rôle de chacun de ces deux groupes, est un rôle de ligament actif donc de stabilisation latérale de la cheville.

2. 2. 4. Rôle des extenseurs dans la marche

Dans la phase d'attaque du talon au sol (0 à 15%) le tibial postérieur évite la chute latérale de tout le corps, par translation du bassin, par une contraction dynamique excentrique. Il joue un rôle de ligament actif médial de la cheville. Le soléaire stabilise le genou en extension (16).

Dans la phase pied à plat au sol (15 à 40%) la loge médiale continue son rôle stabilisateur alors que le soléaire, le long fléchisseur de l'hallux et le long fléchisseur des orteils stabilisent le genou et freinent l'avancée du segment jambier sur le dôme du talus. L'activité des gastrocnémiens débute à 20% du cycle de marche pour compenser la perte de longueur qui résulterait de l'inclinaison en avant (16). Les muscles fibulaires sont sollicités par une translation du bassin et jouent, à leur tour, un rôle de ligament actif latéral (16).

Dans la phase de décolllement du talon (40 à 50%) nous notons une activité importante des extenseurs provoquant une augmentation de la flexion de cheville par déplacement antérieur du segment jambier sur le talus. Le triceps décolle le talon en agissant par hystérésis lorsque le segment jambier avance (16). Dans cette phase, les trois chefs du triceps sural sont spécialisé :

- l'activité du soléaire est inversement proportionnelle au degré de stabilité du pied c'est à dire que plus le déséquilibre augmente plus le muscle réagit, le soléaire interne est très puissant dans son action stabilisatrice alors que le soléaire externe est moins puissant mais a une action continue(16),

- les gastrocnémiens ne participent pas à la marche (16) et entrent en action pour donner une impulsion et sont donc actif pour la course et grimper. Ils représentent un réservoir de puissance pour le soléaire (16).

Les deux groupes latéral et médial continuent d'assurer la stabilité latérale de la cheville (16).

Dans la phase de décollement des orteils (50 à 60%), nous retrouvons la même activité dans la loge postérieure. Le muscle long fibulaire maintient le premier métatarsien en contact avec le sol par hystérésis en maintenant sa longueur initiale ou en se relâchant lentement.

Dans les autres phases de la marche, nous ne remarquons rien à signaler au sujet des extenseurs.

3. MATERIEL ET METHODE

3. 1. Matériel

3. 1. 1. Rappels sur l'isocinétisme

Le concept d'isocinétisme a été développé en 1967 par Hislop et Perrine qui ont permis l'utilisation d'une contraction musculaire dynamique concentrique avec une vitesse constante et une résistance asservie (6, 10, 11) c'est à dire que la patient ne peut dépasser cette vitesse et que l'effort est mesurable quand la vitesse est atteinte. Cette méthode permet, grâce à une résistance miroir, une contraction musculaire maximale à vitesse constante sur la totalité de l'amplitude articulaire. De plus, l'adaptation de la résistance du système aux possibilités du sujet a pour avantages :

- un sujet, même non entraîné, peut bénéficier de cette technique (7).
- La vitesse du mouvement peut être proche de celle de la vie quotidienne et de la vitesse du geste sportif (7).

- Il est possible de travailler les muscles agonistes et antagonistes de façon simultanée évitant les déséquilibres musculaires (7).

- Elle permet un travail plus spécifique des différents types de fibres musculaires en fonction de la vitesse allant de 30 à 300°/s (10). Pour des vitesses allant de 0 à 60°/s, nous travaillons à vitesse lente donc les fibres lentes ou de type I, pour les vitesses de 60 à 180°/s, ce sont les vitesses fonctionnelles où travaillent plus électivement les fibres de type intermédiaire et pour des vitesses rapides, de 180 à 300°/s, ce sont plutôt les fibres rapides ou de type II qui travaillent (8, 10).

3. 1. 2. Le Cybex 350

Le Cybex 350 est un dynamomètre isocinétique équipé d'un servofrein électronique permettant l'adaptation de la résistance à la force développée par le sujet. Il est relié à un ordinateur qui nous permet de mesurer et d'enregistrer différents paramètres comme le pic de couple, le travail, l'amplitude, la puissance, le rapport agoniste/antagoniste, l'endurance (19). De même, cet ordinateur permet de piloter le dynamomètre et de visualiser le couple de force en fonction de l'angle sous forme de courbes (8). Les résultats numériques ainsi que les courbes sont ensuite imprimés (ANNEXE III). Cet appareil permet de procéder à des mesures quantitatives et qualitatives avec une excellente fiabilité (4).

3. 1. 3. Population

Les tests isocinétiques ont été réalisés sur 31 sujets de sexe masculin sans signe pathologique ni antécédent d'entorse grave de la cheville droite. En effet, quel que soit le côté dominant, nous avons testé la cheville droite, il a été décrit que la variation d'un membre

inférieur par rapport à l'autre était négligeable à vitesse lente (8). La répartition est la suivante : 26 sujets sont droitier (pied d'appel gauche) et 5 sont gauchers (pied d'appel droit). Cette population est composée de 3 sédentaires, 8 personnes actives, 20 sportifs et d'aucun sportif de haut niveau. La moyenne d'âge est de 24 ans avec un minimum de 20 ans et un maximum de 34 ans.

3. 2. Méthode

3. 2. 1. Echauffement

Inspiré des travaux réalisés sur le genou (12, 13), nous avons choisi de réaliser l'échauffement sur bicyclette ergométrique de type Monark Ergomédic. Après avoir ajusté soigneusement la hauteur de la selle, le sujet pédale en utilisant l'amplitude maximale de la cheville qui lui est permise entraînant un travail des groupes musculaires mouvant la cheville. Le sujet pédale pendant 5 minutes à 50 Watts (50 tr/min sur la graduation 1) afin de ne pas produire un effort trop important qui risquerait d'engendrer une fatigue faussant les tests isocinétiques.

3. 2. 2. Installation pendant les tests

L'installation du sujet doit être rigoureuse afin de permettre une bonne fiabilité des tests. La position du sujet doit être stabilisée et les axes mécaniques alignés (4, 7).

Description (fig. 3) :

- Le sujet, pieds nus, est installé en procubitus sur le banc multiposition de l'appareil, les jambes dépassent dans le vide et le tendon quadricipital repose au niveau du bord de la table afin d'éviter les douleurs par pression sur la patella (ANNEXE I).

- La hanche est en rectitude ainsi que le genou afin de tester les gastrocnémiens.

- Les membres supérieurs sont laissés ballants dans le vide ou croisés dans le dos, à la convenance du sujet, pour éviter que le sujet s'agrippe à la table ce qui pourrait permettre des compensations par irradiation.

- Le sujet est sanglé au niveau de la partie distale des cuisses par une sangle velcro et par une sangle large au niveau du bassin. Le sanglage doit être le plus serré possible pour éviter les mouvements engendrés par les contractions musculaires parasites.

- La malléole externe, par laquelle passe l'axe de rotation, est placée en regard de l'axe du dynamomètre en déplaçant le banc tout en laissant orthogonal le plan sagittal du sujet et l'axe du Cybex.

- Nous réglons ensuite la distance entre l'axe du dynamomètre et la plante du pied au moyen du système de réglage de l'adaptateur.

- La plante du pied est appliquée sur la semelle en bois de la chaussure de rééducation. Cette chaussure est solidarisée à la palette du Cybex par un serre joint et les velcros de la palette. En utilisant cette semelle de rééducation, nous supprimons les variations de hauteur de chaussures de ville ainsi que le décollement du talon.

- Le pied est sanglé par l'intermédiaire des 4 sangles en cuir de la semelle et des 2 sangles velcro de la palette. Le sanglage prend les orteils afin de tester les muscles agissant dessus qui ont une action sur la cheville. Le sanglage doit être ajusté pour éviter le décollement du talon.

- Afin de ne pas blesser les tendons et les gaines synoviales, nous plaçons un morceau de mousse entre les sangles et la face dorsale du pied (fig. 4).



Figure 3 : Photographie de l'installation

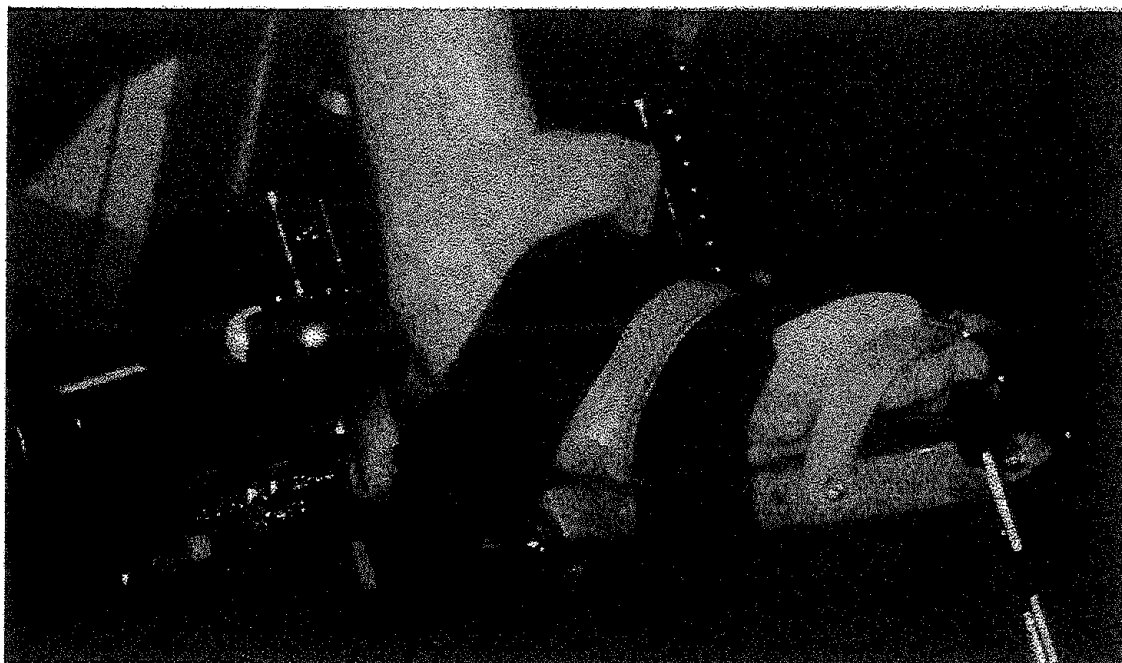


Figure 4 : Fixation du pied sur la palette

3. 2. 3. Mesures préalables

La position neutre, qui représente le zéro de la courbe, est déterminée par la position de référence anatomique. Nous positionons donc le pied perpendiculairement au segment jambier. Nous n'avons, volontairement, pas limité l'amplitude de la cheville car la phase isocinétique ne représente qu'une faible partie de l'amplitude totale du mouvement à vitesse rapide (6,13). Compte tenu de la faible course articulaire qui est de 57° en moyenne, nous avons voulu que les sujets donnent le maximum d'informations et nous le laissons donc parcourir la plus grande amplitude qu'il est capable de couvrir en isocinétisme.

3. 2. 4. Protocole des tests

Avant chaque test et à chaque vitesse, le sujet réalise quatre allers et retours. C'est une série d'essai qui permet au sujet de finir son échauffement et de se familiariser avec la résistance isocinétique compte tenu de la spécificité de ce type de contraction (3,4). Cette période d'apprentissage permet d'obtenir des valeurs maximales au cours des tests et permet une adaptation à la machine. Pendant cette série, nous ne demandons pas un travail maximal pour ne pas fatiguer les groupes musculaires.

Ensuite, le sujet réalise le test proprement dit composé :

- d'un test trois allers et retours à $30^\circ/s$
- d'un test de quinze allers et retours à $120^\circ/s$.

Entre le premier test et la deuxième série d'essais, le sujet bénéficie d'une période de repos de 20 secondes.

Toute série de test débute en flexion maximale, le sujet commence alors le test en extension.

Pendant toute la durée des tests, le sujet est stimulé verbalement par l'opérateur (14) avec comme consigne d'aller le plus vite et le plus fort possible afin d'éviter les variations en fonction de l'horaire et du jour.

4. ANALYSE DES RESULTATS

L'ensemble des résultats est regroupé dans un tableau (Annexe IV).

4. 1. Courbes isocinétiques de la cheville.

Lors de l'impression des résultats, l'ordinateur nous donne trois courbes :

- la courbe des points maximaux
- la courbe maximale
- la courbe moyenne.

Pour chaque vitesse, nous avons réalisé la courbe `type` en faisant la moyenne des points de 5° en 5° sur la courbe moyenne. Ceci est fait pour la flexion et l'extension.

4. 1. 1. Courbes à 30°/s

Nous traçons les courbes à partir des points moyens de flexion (fig.5) et d'extension (fig.6).

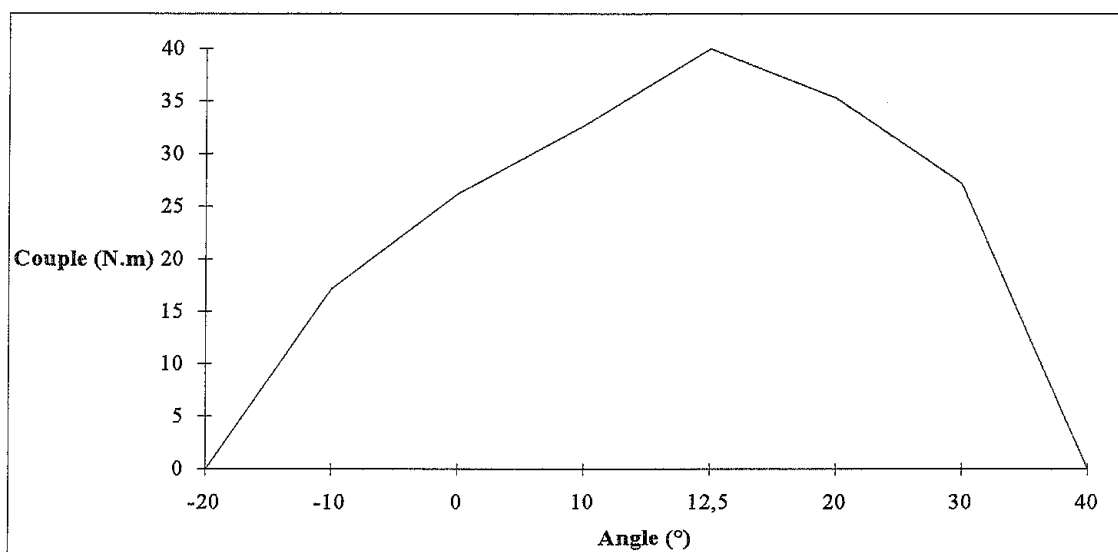


Figure 5 : courbe isocinétique de la flexion à 30°/s

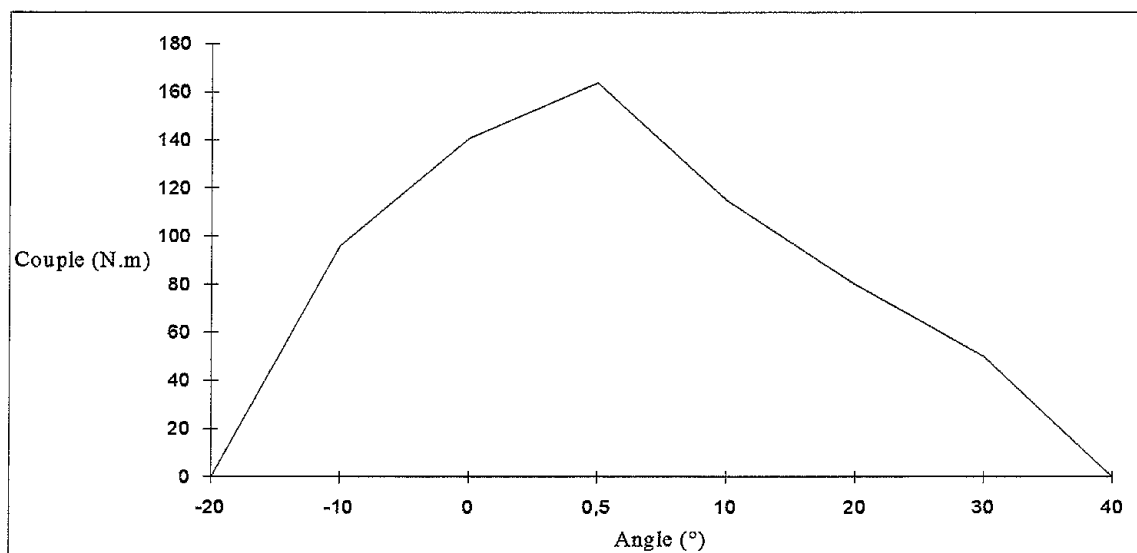


Figure 6 : courbe isocinétique de l'extension à 30°/s

4. 1. 2. Courbes à 120°/s

Toujours à partir des points calculés nous obtenons les courbes de flexion (fig.7) et d'extension (fig.8).

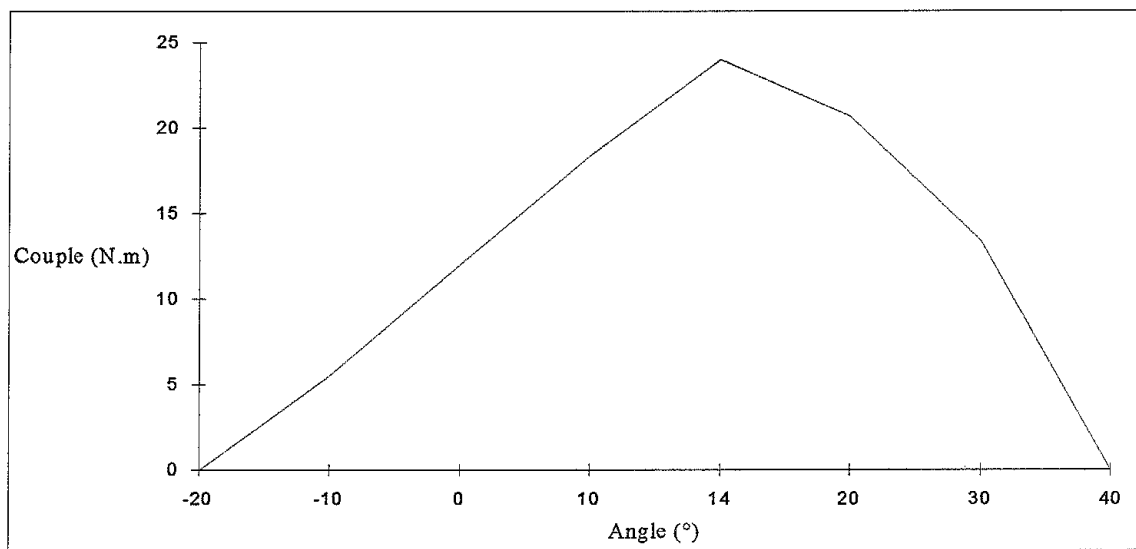


Figure 7 : courbe isocinétique de la flexion à 120°/s

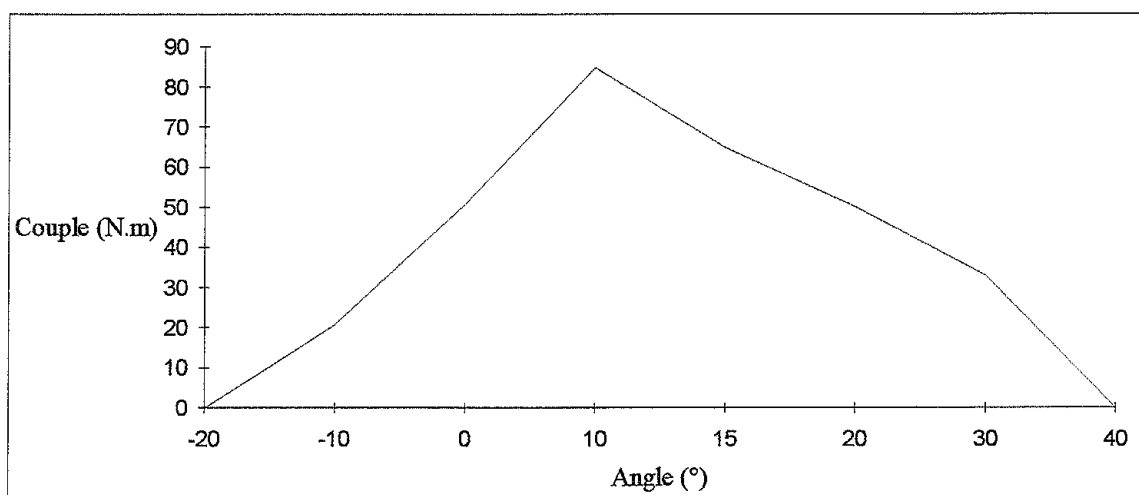


Figure 8 : courbe isocinétique de l'extension à 120°/s

4. 2. Secteur d'amplitude du pic de couple.

Le peak torque ou pic de couple, exprimé en Newtons-mètres, représente la force maximale développée par le sujet lors des tests au cours de la flexion et de l'extension. Sa valeur, ainsi que son angle d'apparition, sont affichés lors de l'impression des résultats.

4. 2. 1. Valeurs à 30°/s.

Lors de l'extension, nous avons obtenu un pic de couple apparaissant à 0,5 degrés en moyenne pour un écart type de 2,12 avec un pic de couple moyen de 164 N.m et un écart type de 66,5.

Lors de la flexion, nous obtenons un pic de couple moyen de 40 N.m et un écart type de 0. Ce pic apparaît pour un angle moyen de 12,5 degrés et un écart type de 0.71.

4. 2. 2. Valeurs à 120°/s.

Lors de l'extension, nous avons un pic de couple moyen de 85 N.m avec un écart type de 25,5 et il apparaît pour un angle de 10 degrés avec un écart type de 2,8.

Lors de la flexion, le pic de couple apparaît pour un angle moyen de 14 degrés avec un écart type de 7,1 et le pic moyen est de 24 N.m avec un écart type de 1,41.

4. 3. Le pic de couple en fonction du poids.

Il nous renseigne sur les possibilités des muscles par rapport au poids du corps du sujet. A 30°/s nous obtenons un pic de couple par rapport au poids de 87,75% avec un écart type de 10,9 en extension et de 27,25% avec un écart type de 0,35 en flexion.

A 120°/s, nous avons comme valeur 58,5% avec un écart type de 18,38 en extension et une valeur de 16,25% avec un écart type de 1,06 en flexion.

4. 4. Le travail total.

Lors de l'impression des résultats numériques apparaît le travail total enregistré lors du meilleur mouvement. Il est caractérisé par la surface située sous la courbe correspondante et il s'exprime en joules.

4. 4. 1. Travail à 30°/s.

Pour le mouvement de flexion, nous obtenons, en moyenne, un travail de 24 joules avec un écart type de 1,41 alors que pour le mouvement d'extension le travail moyen est de 90,5 joules avec un écart type de 28,9.

4. 4. 2. Travail à 120°/s.

Nous avons obtenu un travail moyen de 61 joules pour l'extension avec un écart type de 14,14 alors qu'il est de 19 joules avec un écart type de 2,83 pour la flexion.

4. 5. Puissance moyenne.

La puissance moyenne reflète la capacité du sujet à produire un effort sur l'amplitude totale de l'articulation. Elle correspond au meilleur travail divisé par le temps mis pour faire celui-ci. Elle s'exprime en Watts.

4. 5. 1. Puissance à 30°/s.

La puissance moyenne de la flexion est de 14 Watts avec un écart type de 1,41 alors que nous obtenons une puissance de 53 Watts en moyenne avec un écart type de 25,46 pour l'extension.

4. 5. 2. Puissance à 120°/s.

A 120°/s nous obtenons les valeurs suivantes : nous avons une puissance de 35 Watts en flexion avec un écart type de 4,24 et une puissance moyenne de 113,5 Watts en extension avec un écart type de 31.82.

4. 6. Le ratio agoniste / antagoniste.

Ce ratio nous permet de refléter l'équilibre dynamique entre les deux groupes antagonistes. Celui-ci est calculé à partir du pic de couple en divisant le pic de couple musculaire le plus faible par celui du plus fort. Nous obtenons un ratio de 26% avec un écart type de 11,31 à 30°/s et un rapport de 29% avec un écart type de 7,07 à 120°/s.

5. DISCUSSION

Nous allons vérifier la validité de nos résultats à partir de travaux déjà effectués.

5. 1. Les courbes

Les tracés obtenus, notamment à 30°/s, sont conformes à ceux des certains auteurs (2). De même, comme de nombreux auteurs, nous remarquons que le temps isocinétique diminue avec l'augmentation de la vitesse (6, 13) et que la force diminue quand la vitesse augmente (2,4) ce qui confirme la relation force-vitesse (20).

Pour expliquer la forme de ces courbes, rappelons quelques lois régissant la force musculaire :

- Loi de Schwann : la force absolue d'un muscle diminue à mesure qu'il se raccourcit en se contractant (21).

- Loi de Starling : la force contractile d'un muscle est directement proportionnelle à la longueur de ses fibres au début de leur contraction (21).

Il en ressort que le muscle est le plus fort en course externe et surtout en course moyenne, puis la force décroît à mesure que nous allons en course interne. Ce phénomène est retrouvé sur nos tracés.

L'intérêt de ces courbes, lors d'un bilan post-traumatique de cheville, est qu'elles permettent de mettre en évidence un secteur où la force est diminuée et une douleur tel que cela a été fait pour le genou (13).

5. 2. Pic de couple et angle d'apparition

Pour notre population qui est jeune et sportive, les valeurs de pic de couple sont supérieures à celle de Bibre (2) pour l'extension à 30°/s et à celles de Fulg et Meyer (5) pour la flexion et l'extension aux deux vitesses. La valeur du pic de couple est fonction de l'âge et de l'activité sportive du sujet ce qui explique l'importance des écarts types. Lors d'un bilan cette valeur n'est significative que si nous la comparons avec le coté opposé.

Lors de bilans, nous serons plus attentifs à l'angle d'apparition du pic de couple qui varie peu d'une personne à l'autre. En effet certains auteurs ont montré que le soléaire atteint sa force maximale entre 4 et 15° d'extension et les gastrocnémiens, qui représentent le réservoir de puissance du triceps, interviennent ensuite. En extension, à 30°/s, nous obtenons le pic de couple à 0,5° ce qui confirme le rôle des gastrocnémiens. Ceci est également vrai à 120°/s où l'angle d'apparition moyen du pic est de 10°. Pour la flexion le pic de couple apparaît 12,5° à 30°/s et à 14° à 120°/s. Nous émettons l'hypothèse que ces angles correspondent à l'angle de la cheville lors de l'attaque du talon au sol pendant la marche. En effet c'est le moment où la loge antérieure, et surtout le tibial antérieur fournit sa contraction la plus intense pour jouer son rôle de dissipateur d'énergie pour amortir le contact avec le sol (15, 16). Cette hypothèse peut expliquer la situation de l'angle du pic de couple mais ceci reste à démontrer.

5. 3. Pic de couple en fonction du poids corporel

Plusieurs auteurs s'accordent à dire qu'il existe une corrélation entre la force des extenseurs et le poids du corps (2, 5). Dans notre étude, en extension à 30°/s, nous retrouvons des valeurs proches de celles de Bibre (2) qui présente des valeurs de 59% alors que nous avons 58%. En refaisant les calculs en livres et non en kilogramme, nos valeurs sont proches

de celles de Fulg et Meyer (5) en extension à 30°/s, ceux-ci ont publié 82% et nous avons 88. A 120°/s en extension l'écart se creuse ils ont 42% (5) et nous 58%.

Ce sont surtout les valeurs en extension qui sont importantes lors d'un bilan car celles-ci reflètent la capacité de propulsion du triceps sural (2). Cette valeur est moins importante en flexion car à aucun moment les fléchisseurs, dans la physiologie, ne supportent le poids entier du corps.

5. 4. Travail et puissance

La moyenne des travaux nous renseigne sur la force globale des différents groupes musculaires. Le travail représente l'aire sous la courbe et il est fonction de la vitesse. La valeur de l'aire nous renseigne sur l'importance de la force développée tout au long du mouvement (2). C'est un indice fiable si le sujet effectue un test de façon bilatérale dans les mêmes amplitudes articulaires (6). Si nous sommes limité en amplitude d'un côté nous utiliserons , pour le bilan la puissance moyenne qui est le rapport du travail sur le temps. La puissance moyenne est indépendante de la vitesse et de l'amplitude (6). Elle est fiable et reproductible et permet de refléter la capacité à reproduire un effort sur une amplitude (6).

5. 5. Ratio agoniste - antagoniste

Lors d'un bilan, la variation de ce ratio montrera un déficit d'un groupe musculaire par rapport à un autre, ce qui n'est pas possible à mettre en évidence par des tests classiques (19). Il est essentiel que la force entre des groupes agonistes et antagonistes soit équilibrée en fin de rééducation car nous aurions une source de blessure musculaire récidivante (6). Nous obtenons

des résultats proches de ceux de Davies (5) et nous avons mis en évidence que celui-ci varie peu entre 30°/s et 120°/s. Nous trouvons que les extenseurs sont 4 fois plus forts que les fléchisseurs.

6. CONCLUSION

Ce travail nous a permis d'établir un protocole pour bilancer la force musculaire des muscles agissant sur une cheville. Pour notre population, nous disposons maintenant des courbes de flexion et d'extension de sujets sains à 30 et 120°/s pour des angles allant de -20 à 40°. Pour compléter notre bilan, nous avons à notre disposition les valeurs fiables que sont le pic de couple en fonction du poids, le travail moyen, la puissance et le ratio agoniste/antagoniste qui reflète l'équilibre dynamique de l'articulation. Nous disposons de valeurs numériques qui ont un but de comparaison avec le côté opposé comme le pic de couple.

Pour que ces valeurs normatives puissent être généralisées à l'ensemble de la population, il faudrait que nous poursuivions cette étude en élargissant la population test à des personnes plus âgées et en comparant les résultats de sujets féminins et masculins.

Il serait également intéressant de voir s'il existe une différence entre le membre inférieur d'appel et l'autre.

Maintenant que nous connaissons les valeurs et les courbes d'une population saine, il serait intéressant de poursuivre le travail sur des sujets atteints de pathologies afin de connaître

les variations de forme des courbes ainsi que les variations des valeurs numériques associées aux pathologies : entorse, fracture malléolaire, rupture du tendon d'Achille... A partir des résultats obtenus, nous pourrions orienter notre rééducation sur un protocole de renforcement musculaire isocinétique ou classique adapté.

Enfin, il serait intéressant de tester les muscles agissant sur la cheville dans leur action physiologique c'est à dire en contraction dynamique excentrique. Ceci est maintenant possible grâce au Cybex 6000, appareil dont nous ne disposions pas lors de notre

BIBLIOGRAPHIE

1. **ADELE M.F.** - Contribution à l'analyse structurale du triceps surae. - Annales de Kinésithérapie, 1992, 19, n° 2, p.83 - 84.
2. **BIBRE P., VOISIN P., HERLANT M.** -Force isocinétique des fléchisseurs plantaires de la cheville. - Annales de Kinésithérapie, 1990, 17, 1 - 2, p. 67 - 71.
3. **CAMELS P., ABEILLON G., DOMENACH M., MINAIRE P.** - Intérêts du dynamomètre isocinétique en rééducation fonctionnelle - Kinésithérapie Scientifique, 1986, 243, p. 42 - 49.
4. **CAMELS P., ABEILLON G., DOMENACH M., MINAIRE P.** - Fiabilité et reproductibilité des mesures de la force isocinétique - HEULEU J. N., CODINE P., SIMON L. - Isocinétisme et médecine de rééducation - Paris : Masson , 1991. - p. 26 - 33.
5. **DAVIES G. J.** - A compendium of isokinetics in clinical usage and rehabilitation techniques. - G. J. DAVIES Onalaska : S et S publ., 1987, 3rd édition - p. 128 - 135.
6. **FOSSIER E.** - Méthode d'évaluation isocinétique : principes - HEULEU J. N., CODINE P., SIMON L. - Isocinétisme et médecine de rééducation - Paris : Masson, 1991. - p. 10 - 16.
7. **FOSSIER E., DANIEL F.** - Renforcement musculaire isocinétique - HEULEU J. N., SIMON L. - Muscle et rééducation - Paris : Masson, 1988. - p. 180 - 187.
8. **HERLANT M.** - Isocinétisme. Base de l'analyse des graphes. Conséquences pour la rééducation. - Annales de réadaptation et rééducation physique, 1989, 321, p. 97 - 115.
9. **KAPANDJI I. A.** - Physiologie articulaire : membres inférieurs. - 4ème éd - Paris : Maloine, 1974. - p. 136 - 191.

19. SABOURIN F. - Place de l'isocinétisme dans le renforcement musculaire. - RODINEAU J., SIMON L. - Rééducation des traumatismes sportifs. - Paris : Masson, 1990. - p. 18 - 23.

20. SCHERRER J. - Physiologie de la musculature striée squelettique chez l'homme. - KAYSER C. - Physiologie du système nerveux et des muscles. - Paris : Flammarion, 1969. - p. 1332 - 1338

21. WOESTYN J. - Etude du mouvement : anatomie fonctionnelle. - Paris : Maloine, 1977. - p. 32 - 34.

- 10. KERKOUR K., MEIER J. L., GOBELET C., AUGROS C.** - Isocinétique et renforcement musculaire. - Journée de médecine physique et de rééducation 23 septembre 1988 - Paris : Expansion scientifique française, 1988. - p. 257 - 262.
- 11. LEVET B., THEVENON A.** - Principes mécaniques des appareils de rééducation isocinétique. - HEULEU J. N., CODINE P., SIMON L. - Isocinétisme et médecine de rééducation. - Paris : Masson , 1991. - p. 1 - 10.
- 12. MAHLER P., MORA C., CHANTRAINE A.** - Le « profil isotonique », nouvelle approche de l'évaluation musculaire sur dynamomètre isocinétique. - Médecine et Hygiène, 51, 1993 - p. 1884 - 1887.
- 13. MOLLARD R., POUX D.** - Mesure isocinétique de la force musculaire : méthode application. - Cinésiologie, 1986, 22, p. 99 - 112.
- 14. NEIGER H.** - Renforcement neuro-musculaire isocinétique asseevi. - Kinésithérapie Scientifique, 1989, 275, p. 51 - 54.
- 15. PIERRON G.** - Biomécanique des releveurs du pied. - Annales de kinésithérapie, 1992, 19 21, p. 67 - 71.
- 16. PLAS F., VIEL E., BLANC Y.** -La marche humaine. - 2ème éd - Paris : Masson, 1979. - p. 33 - 97.
- 17. PRUDEN H. P., POITOUT D.** - Biomécanique orthopédique - Paris : Masson, 1987. - p. 529 - 534.
- 18. RIEU M.** - Bioénergétique musculaire. - HEULEU J. N., SIMON L. - Muscle et rééducation - Paris : Masson, 1988. - p. 58 - 59.

ANNEXES

ANNEXE I

LEXIQUE

Nouvelle nomenclature française

Malléole tibiale
Malléole fibulaire
Talus
Calcanéus
Articulation tibio-fibulaire
Patella

Nomenclature classique

Malléole tibiale
Malléole péronière
Astragale
Calcanéum
Articulation tibio-péronière
Rotule

Muscle

Tibial antérieur
Long extenseur des orteils
Long extenseur de l'Hallux
Troisième fibulaire
Court fibulaire
Long fibulaire
Triceps sural
Soléaire
Gastrocnémiens
Long fléchisseur de l'Hallux
Long fléchisseur des orteils
Tibial postérieur

Jambier antérieur
Extenseur commun des orteils
Extenseur propre du I
Péronier antérieur
Court péronier latéral
Long péronier latéral
Triceps sural
Soléaire
Jumeaux
Long fléchisseur propre du I
Long fléchisseur commun des orteils
Jambier postérieur

Ligament médial
Ligament latéral
Rétinaculum des extenseurs

Ligament latéral interne
Ligament latéral externe
Ligament transverse de la jambe

ANNEXE II

M. A. JOHNSON, J. POLGAR, D. WEIGHTMAN, D. APPLETON

TABLE 4

THE 95% CONFIDENCE LIMITS FOR MEAN FIBRE TYPE PERCENTAGE IN YOUNG MALE ADULT SUBJECTS

	Mean % type I fibres	Mean % type II fibres	With 95% confidence the true mean % will lie between			
			for type I fibres		for type II fibres	
Abductor digiti minimi	51.8	48.2	34.6	72.0	31.0	65.4
Abductor pollicis brevis	63.0	37.0	52.1	73.9	26.2	47.9
Adductor magnus (surface)	53.5	46.5	41.6	65.4	34.6	58.4
Adductor magnus (deep)	63.3	36.7	50.3	76.3	23.7	49.7
Adductor pollicis	80.4	19.6	71.3	89.5	10.6	28.7
Biceps brachii (surface)	42.3	57.7	33.9	50.7	49.3	66.2
Biceps brachii (deep)	50.5	49.5	40.5	60.5	39.3	59.6
Biceps femoris	66.9	33.1	56.0	77.8	22.2	44.0
Brachioradialis	39.8	60.2	30.0	52.6	47.4	73.0
Deltoid (superficial)	53.3	46.7	43.4	63.2	36.8	56.7
Deltoid (deep)	61.0	39.0	46.2	75.7	24.2	53.8
1st Dorsal interosseus	57.4	42.6	51.4	63.4	36.6	48.6
Erector spinae (surface)	58.4	41.6	33.3	83.5	16.5	66.7
Erector spinae (deep)	54.9	45.1	32.0	77.8	22.2	68.1
Extensor digitorum	47.3	52.7	41.8	52.8	47.2	58.2
Extensor digitorum brevis	45.3	54.7	29.3	61.3	38.7	70.6
Flexor digitorum brevis	44.5	55.5	33.6	55.4	44.6	66.4
Flexor digitorum profundus	47.3	52.7	26.9	67.8	32.2	73.2
Frontalis	64.1	35.9	31.2	97.0	3.0	68.8
Gastrocnemius (lat. head surface)	43.5	56.5	37.4	49.6	50.4	62.6
Gastrocnemius (lat. head deep)	50.3	49.7	43.3	57.2	42.8	56.3
Gastrocnemius (medial head)	50.8	49.2	45.6	56.0	44.0	54.4
Gluteus maximus	52.4	47.6	36.1	66.8	33.2	61.9
Iliopsoas	49.2	50.8	39.5	58.8	41.2	60.5
Infraspinatus	45.3	54.7	36.7	54.0	46.0	63.3
Latisimus dorsi	50.5	49.5	38.2	62.8	37.3	61.8
Orbicularis oculi	15.4	84.6	4.1	26.7	73.3	95.9
Pectoralis major (clavic. head)	42.3	57.7	32.2	52.3	47.7	67.8
Pectoralis major (sternal head)	43.1	56.9	28.5	57.8	42.2	71.5
Peroneus longus	62.5	37.5	52.5	72.6	27.4	47.5
Rectus abdominis	46.1	53.9	35.4	56.9	43.1	64.6
Rectus femoris (lat. head surface)	29.5	70.5	22.0	37.0	63.0	78.0
Rectus femoris (lat. head deep)	42.0	58.0	35.6	48.5	51.5	64.4
Rectus femoris (medial head)	42.8	57.2	34.1	51.5	48.5	65.9
Rhomboid	44.6	55.4	33.7	55.3	44.7	66.2
Sartorius	49.6	50.4	39.6	59.7	40.3	60.4
Soleus (surface)	86.4	13.6	74.5	98.4	1.6	25.5
Soleus (deep)	89.0	11.0	80.2	97.9	2.1	19.8
Sternomastoid	35.2	64.8	27.5	42.8	57.2	72.5
Supraspinatus	59.3	40.7	41.1	77.5	22.5	58.9
Temporalis	46.5	53.5	32.9	60.1	39.9	67.1
Tibialis anterior (surface)	73.4	26.6	62.6	84.1	15.9	37.4
Tibialis anterior (deep)	72.7	27.3	67.2	78.1	21.9	32.8
Trapezius	53.7	46.2	32.8	74.6	25.4	67.2
Triceps (surface)	32.5	67.5	16.5	48.6	51.4	83.5
Triceps (deep)	32.7	19.6	45.8	54.2	54.2	80.4
Vastus lateralis (surface)	37.8	62.2	19.6	45.8	52.1	72.3
Vastus lateralis (deep)	46.9	53.1	37.5	56.2	43.8	62.5
Vastus medialis (surface)	43.7	56.3	36.4	51.1	48.9	63.6
Vastus medialis (deep)	61.5	38.5	51.5	71.5	28.5	48.5

ANNEXE III

INSTITUT REGIONAL DE READAPTATION NANCY INITIAL REPORT
 PATIENT NAME: REPORT DATE: Mon Oct 03 16:32:07 1994
 PTC 3 ANKLE PLANTAR/DORSIFLEXION, KNEE EXTENDED
 CYBEX TEST DATE(S) 10/ 3/1994
 SIDE(S) TESTED R UNINVOLVED
 SPEED (deg/sec) 30 120
 REPETITIONS 3 15
 BODY WEIGHT (Kg) (75)

		DORSI FLEXION	
PEAK TORQ (Nm)	35	18	
PEAK TORQ % BW	46%	24%	
ANGLE OF PEAK TORQ	22	25	
TORQ @ DEGREES (Nm)			
TORQ @ DEGREES (Nm)			

ACCEL. TIME (SECS)	.01		
TOTAL WORK (BWR, J)	25	13	
TOTAL WORK (BWR) %BW	33%	17%	
AVG. POWER (BWR, WATTS)	12	23	
AVG. POWER (BWR) %BW	16%	30%	
AVG. POINTS VARIANCE	19%	33%	
TAE (J)	0.9	3.7	
TOTAL WORK SET 1 (J)		119	
1st SAMPLE 1 (TW)		37	
2nd SAMPLE 1 (TW)		17	
ENDURANCE RATIO 1		45%	
TOTAL WORK SET 2 (J)			
1st SAMPLE 2 (TW)			
2nd SAMPLE 2 (TW)			
RECOVERY RATIO			

		PLANTAR FLEXION	
PEAK TORQ (Nm)	142	85	
PEAK TORQ % BW	189%	113%	
ANGLE OF PEAK TORQ	-8	5	
TORQ @ DEGREES (Nm)			
TORQ @ DEGREES (Nm)			

ACCEL. TIME (SECS)			
TOTAL WORK (BWR, J)	108	69	
TOTAL WORK (BWR) %BW	144%	92%	
AVG. POWER (BWR, WATTS)	49	128	
AVG. POWER (BWR) %BW	65%	170%	
AVG. POINTS VARIANCE	18%	27%	
TAE (J)	3.2	13.4	
TOTAL WORK SET 1 (J)		709	
1st SAMPLE 1 (TW)		191	
2nd SAMPLE 1 (TW)		119	
ENDURANCE RATIO 1		62%	
TOTAL WORK SET 2 (J)			
1st SAMPLE 2 (TW)			
2nd SAMPLE 2 (TW)			
RECOVERY RATIO			

DORSI FLEXION/PLANTAR FLEXION RATIO AND ROM			
PEAK TORQ	24%	21%	
TOTAL WORK (BWR)	23%	18%	
AVERAGE POWER (BWR)	24%	17%	
TOTAL WORK SET 1		16%	
TOTAL WORK SET 2			
AVERAGE ROM (DEGREES)	63	67	
MAX ROM		(75)	

(c) COPYRIGHT LUMEX 1989, 1990, 1991, 1992

ANNEXE III (Suite)

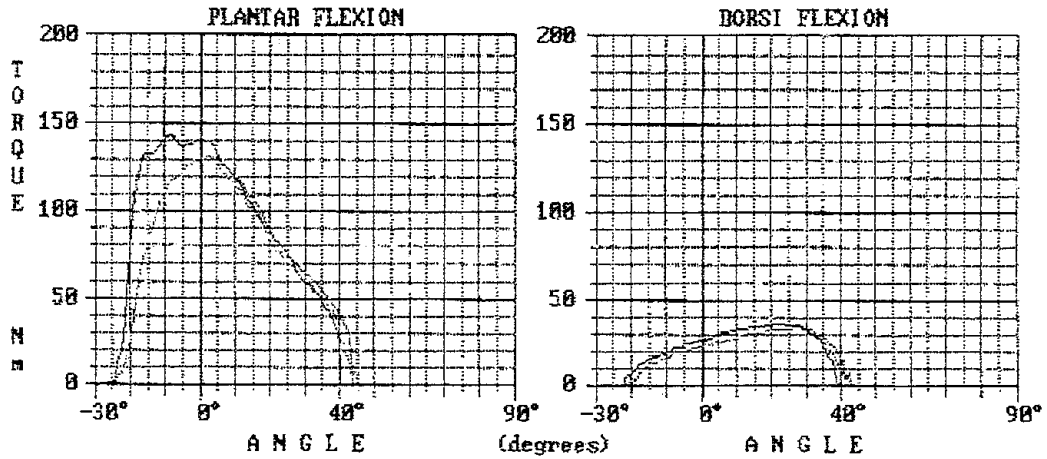
01153 PRINT REP PTC 03 SPD 003 POS 052 TQ 000 Nm
 ANKLE PLANTAR/DORSIFLEXION, KNEE EXTENDED
 TORQUE vs. POSITION - INITIAL REPORT

Mon Oct 03 16:32:15 1994

test date - 10/ 3/1994 16:26
 right side - uninjured
 test speed - 30 deg/sec
 test reps - 3

LEGEND:

maximum points,
 average points,
 best work



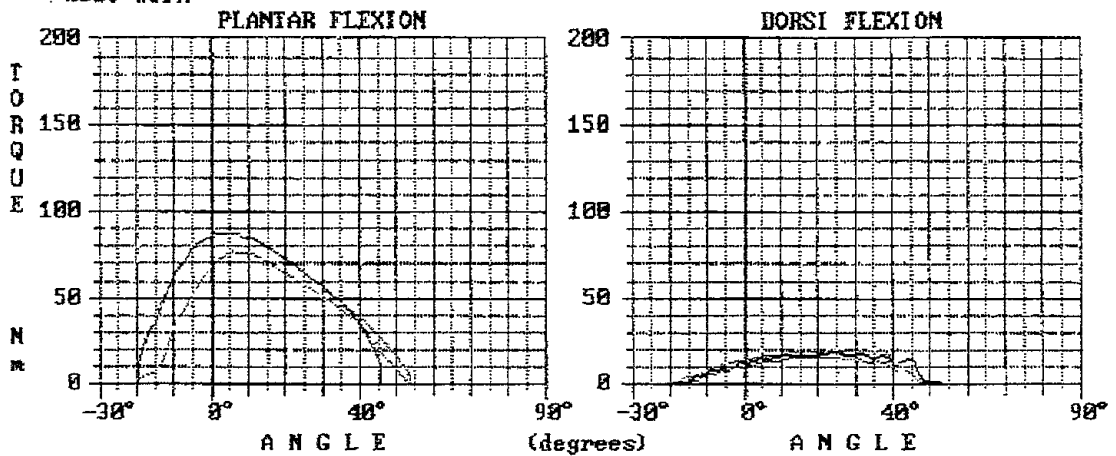
01153 PRINT REP PTC 03 SPD 003 POS 052 TQ 000 Nm
 ANKLE PLANTAR/DORSIFLEXION, KNEE EXTENDED
 TORQUE vs. POSITION - INITIAL REPORT

Mon Oct 03 16:32:33 1994

test date - 10/ 3/1994 16:26
 right side - uninjured
 test speed - 120 deg/sec
 test reps - 15

LEGEND:

maximum points,
 average points,
 best work



ANNEXE IV

PRESENTATION DES RESULTATS

VALEURS A 30°/s

Sujet n°	EXTENSION A 30°/s					FLEXION A 30°/s					
	Pic de couple	Angle du pic	Pic/Poids	Travail	Puissance	Pic de couple	Angle du pic	Pic/Poids	Travail	Puissance	Ratio ago/ant
1	211	-1	146,5	111	71	40	13	27,5	23	15	18
2	138	4	95,5	71	42	35	19	24	20	12	25
3	136	-4	81,5	93	47	33	21	19,5	21	11	24
4	113	1	81,5	62	37	44	13	31,5	25	16	38
5	101	-2	80	69	32	36	14	28,5	23	12	35
6	135	4	90	62	43	33	18	22	13	12	24
7	158	-5	98,5	103	45	44	12	27,5	35	15	27
8	149	2	87,5	56	55	36	8	21	14	14	24
9	127	8	93	81	38	32	27	23,5	20	11	25
10	112	-2	86	61	37	46	19	35	25	16	41
11	92	3	66,5	54	27	36	21	26	24	12	39
12	128	9	100	80	41	40	21	31	24	16	31
13	127	1	90,5	59	46	28	11	20	10	9	22
14	134	-1	80,5	82	43	39	16	23	23	13	29
15	161	-5	100,5	86	55	44	14	27,5	25	15	27
16	120	-3	96,5	61	44	27	16	21,5	9	8	22
17	111	-7	89,5	56	39	33	6	26,5	14	12	29
18	202	-4	96	107	57	48	16	22,5	31	18	23
19	153	-11	107,5	104	37	31	27	21,5	25	9	20
20	183	0	108,5	113	56	35	21	20,5	23	13	19
21	130	-8	87,5	84	36	39	11	26	29	14	30
22	124	4	88,5	84	39	31	27	22	21	10	25
23	142	-8	94,5	108	49	35	22	23	25	12	24
24	154	-3	105	88	44	29	25	19,5	18	10	18
25	158	-11	94	117	55	44	15	26	28	13	27
26	86	0	75	48	25	28	17	24,5	17	10	32
27	166	-11	118,5	101	49	36	19	25,5	23	12	21
28	145	-4	94	98	42	33	28	21	24	12	22
29	142	-9	98,5	90	48	35	10	24	24	12	24
30	104	4	72	74	34	29	25	40	16	9	27
31	117	2	80	70	35	40	12	27	25	13	34
MOYENNE	164	0,5	87,75	90,5	53	40	12,5	27,25	24	14	26
ECART TYP	66,47	2,12	10,96	28,99	25,46	0	0,71	0,35	1,41	1,41	11,31
MEDIANE	164	0,5	87,75	90,5	53	40	12,5	27,25	24	14	26

VALEURS A 120°/s

Sujet n°	Extension à 120°/s					Flexion à 120°/s					
	Pic de couple	Angle de pic	Pic/Poids	Travail	Puissance	Pic de couple	Angle de pic	Pic/Poids	Travail	Puissance	Ratio ago/ant
1	103	12	71,5	71	136	25	19	17	21	38	24
2	67	7	46,5	40	92	18	19	12,5	10	24	26
3	69	11	41,5	44	92	17	8	10	14	27	24
4	70	2	50,5	42	103	23	3	16,5	12	29	32
5	50	7	39,5	35	63	18	19	14	14	26	36
6	85	19	43	36	85	17	20	11	8	22	26
7	82	5	51	58	115	24	13	15	17	32	29
8	73	13	42,5	39	109	16	15	9	9	23	21
9	65	11	47,5	47	93	17	32	12,5	10	21	26
10	69	1	53	47	93	23	6	17,5	16	31	43
11	40	13	28,5	27	60	17	24	12	10	22	42
12	65	15	50,5	39	77	23	19	17,5	16	32	35
13	61	16	43,5	31	78	16	18	11	5	18	26
14	56	6	33,5	31	78	18	17	10,5	9	23	32
15	90	4	56	58	120	21	10	13	14	31	23
16	61	9	49	37	89	16	25	12,5	6	17	26
17	44	6	35	25	56	20	12	16	12	27	45
18	80	9	38	51	117	28	9	13	16	38	35
19	56	2	39	47	77	16	28	11	12	21	28
20	101	4	60	71	148	23	27	13,5	12	27	22
21	61	4	41	42	79	20	19	13,5	13	25	32
22	69	17	49	50	96	17	31	12	10	21	24
23	85	5	56,5	69	128	18	25	12	13	23	21
24	81	11	55	59	102	16	26	10,5	13	22	19
25	75	7	44,5	46	112	20	10	11,5	13	27	26
26	40	11	35	21	59	14	5	12	8	22	35
27	82	-3	58,5	61	114	18	13	12,5	12	23	21
28	58	10	37,5	36	82	17	24	11	9	22	29
29	74	4	51	51	100	16	9	11	10	21	21
30	66	12	45,5	46	85	17	13	11,5	12	22	25
31	67	8	45,5	51	91	23	9	15,5	17	32	34
Moyenne	85	10	58,5	61	113,5	24	14	16,25	19	35	29
Ecart type	25,46	2,83	18,38	14,14	31,82	1,41	7,07	1,06	2,83	4,24	7,07
Médiane	85	10	58,5	61	113,5	24	14	16,25	19	35	29