



HAL
open science

**Apport de la dynamométrie isocinétique dans
l'appréciation de la qualité et de la participation active à
l'effort: détection des contractions musculaires
sous-maximales**

Jean-Marc Guillaumot

► **To cite this version:**

Jean-Marc Guillaumot. Apport de la dynamométrie isocinétique dans l'appréciation de la qualité et de la participation active à l'effort: détection des contractions musculaires sous-maximales. Sciences du Vivant [q-bio]. 2001. hal-01732924

HAL Id: hal-01732924

<https://hal.univ-lorraine.fr/hal-01732924v1>

Submitted on 14 Mar 2018

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

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



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

153906

DOUBLE

UNIVERSITE HENRI POINCARÉ, NANCY 1
2001

FACULTE DE MEDECINE DE NANCY
N° 42



THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de Médecine Générale

par

Jean-Marc GUILLAUMOT

le

4 mai 2001

**APPORT DE LA DYNAMOMETRIE ISOCINETIQUE DANS
L'APPRECIATION DE LA QUALITE DE LA
PARTICIPATION ACTIVE A L'EFFORT. DETECTION DES
CONTRACTIONS MUSCULAIRES SOUS-MAXIMALES**

Examineurs de la thèse :

Monsieur J.M. ANDRE

Professeur

Président

Monsieur H. COUDANE

Professeur

}

Monsieur H. HUFFOLTZ

Professeur

}

Juges

Monsieur J. PAYSANT

Docteur en Médecine

}

BIBLIOTHEQUE MEDECINE NANCY 1



D 007 184943 1

90f. 106 ref.



THESE

pour obtenir le grade de

DOCTEUR EN MEDECINE

Présentée et soutenue publiquement
dans le cadre du troisième cycle de Médecine Générale

par

Jean-Marc GUILLAUMOT

le
4 mai 2001

APPORT DE LA DYNAMOMETRIE ISOCINETIQUE DANS L'APPRECIATION DE LA QUALITE DE LA PARTICIPATION ACTIVE A L'EFFORT. DETECTION DES CONTRACTIONS MUSCULAIRES SOUS-MAXIMALES

Examineurs de la thèse :

Monsieur J.M. ANDRE	Professeur		Président
Monsieur H. COUDANE	Professeur	}	
Monsieur H. HUFFOLTZ	Professeur	}	Juges
Monsieur J. PAYSANT	Docteur en Médecine	}	

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1

FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

Président de l'Université : Professeur Claude BURLET

Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Jacques ROLAND

Vice-Doyen de la Faculté de Médecine : Professeur Hervé VESPIGNANI

Assesseurs

du 1er Cycle :

du 2ème Cycle :

du 3ème Cycle :

de la Vie Facultaire :

Mme le Docteur Chantal KOHLER

Mme le Professeur Michèle KESSLER

Mr le Professeur Jacques POUREL

Mr le Professeur Philippe HARTEMANN

DOYENS HONORAIRES

Professeur Adrien DUPREZ - Professeur Jean-Bernard DUREUX

Professeur Georges GRIGNON - Professeur François STREIFF

PROFESSEURS HONORAIRES

Louis PIERQUIN - Etienne LEGAIT - Jean LOCHARD - René HERBEUVAL - Gabriel FAIVRE - Jean-Marie FOLIGUET

Guy RAUBER - Paul SADOUL - Raoul SENAULT - Pierre ARNOULD - Roger BENICHOUX - Marcel RIBON

Jacques LACOSTE - Jean BEUREY - Jean SOMMELET - Pierre HARTEMANN - Emile de LAVERGNE

Augusta TREHEUX - Michel MANCIAUX - Paul GUILLEMIN - Pierre PAYSANT

Jean-Claude BURDIN - Claude CHARDOT - Jean-Bernard DUREUX - Jean DUHEILLE - Jean-Pierre GRILLIAT

Pierre LAMY - François STREIFF - Jean-Marie GILGENKRANTZ - Simone GILGENKRANTZ

Pierre ALEXANDRE - Robert FRISCH - Jean GROSDIDIER - Michel PIERSON - Jacques ROBERT

Gérard DEBRY - Georges GRIGNON - Pierre TRIDON - Michel WAYOFF - François CHERRIER - Oliéro GUERCI

Gilbert PERCEBOIS - Claude PERRIN - Jean PREVOT - Pierre BERNADAC - Jean FLOQUET

Alain GAUCHER - Michel LAXENAIRE - Michel BOULANGE - Michel DUC - Claude HURIET - Pierre LANDES

Alain LARCAN - Gérard VAILLANT - Daniel ANTHOINE - Pierre GAUCHER - René-Jean ROYER

Hubert UFFHOLTZ - Jacques LECLERE - Francine NABET - Jacques BORRELLY

=====

**PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS -
PRATICIENS HOSPITALIERS**

(Disciplines du Conseil National des Universités)

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1ère sous-section : (*Anatomie*)

Professeur Michel RENARD - Professeur Jacques ROLAND - Professeur Gilles GROSDIDIER

Professeur Pierre LASCOMBES - Professeur Marc BRAUN

2ème sous-section : (*Cytologie et histologie*)

Professeur Bernard FOLIGUET

3ème sous-section : (*Anatomie et cytologie pathologiques*)

Professeur Adrien DUPREZ - Professeur François PLENAT

Professeur Jean-Michel VIGNAUD - Professeur Eric LABOUYRIE

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1ère sous-section : (*Biophysique et médecine nucléaire*)

Professeur Alain BERTRAND - Professeur Gilles KARCHER - Professeur Pierre-Yves MARIE

2ème sous-section : (*Radiologie et imagerie médicale*)

Professeur Jean-Claude HOFFFEL - Professeur Luc PICARD - Professeur Denis REGENT

Professeur Michel CLAUDON - Professeur Serge BRACARD - Professeur Alain BLUM

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1ère sous-section : (*Biochimie et biologie moléculaire*)

Professeur Pierre NABET - Professeur Jean-Pierre NICOLAS
Professeur Jean-Louis GUÉANT – Professeur Jean-Luc OLIVIER

2ème sous-section : (*Physiologie*)

Professeur Jean-Pierre CRANCE - Professeur Jean-Pierre MALLIE
Professeur François MARCHAL - Professeur Philippe HAOUZI

3ème sous-section : (*Biologie cellulaire*)

Professeur Claude BURLET

4ème sous-section : (*Nutrition*)

Professeur Olivier ZIEGLER

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1ère sous-section : (*Bactériologie – virologie ; hygiène hospitalière*)

Professeur Alain LE FAOU

2ème sous-section : (*Parasitologie et mycologie*)

Professeur Bernard FORTIER

3ème sous-section : (*Maladies infectieuses ; maladies tropicales*)

Professeur Philippe CANTON - Professeur Thierry MAY

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1ère sous-section : (*Epidémiologie, économie de la santé et prévention*)

Professeur Jean-Pierre DESCHAMPS - Professeur Philippe HARTEMANN

Professeur Serge BRIANÇON - Professeur Francis GUILLEMIN

2ème sous-section : (*Médecine et santé au travail*)

Professeur Guy PETIET

3ème sous-section : (*Médecine légale et droit de la santé*)

Professeur Henry COUDANE

4ème sous-section : (*Biostatistiques, informatique médicale et technologies de communication*)

Professeur Bernard LEGRAS - Professeur François KOHLER

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1ère sous-section : (*Hématologie ; transfusion*)

Professeur Christian JANOT - Professeur Thomas LECOMPTE - Professeur Pierre BORDIGONI -

Professeur Pierre LEDERLIN - Professeur Jean-François STOLTZ

2ème sous-section : (*Cancérologie ; radiothérapie*)

Professeur François GUILLEMIN - Professeur Thierry CONROY

Professeur Pierre BEY – Professeur Didier PEIFFERT

3ème sous-section : (*Immunologie*)

Professeur Gilbert FAURE - Professeur Marie-Christine BENE

4ème sous-section : (*Génétique*)

Professeur Philippe JONVEAUX - Professeur Bruno LEHEUP

**48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE**

1ère sous-section : (*Anesthésiologie et réanimation chirurgicale*)

Professeur Marie-Claire LAXENAIRE - Professeur Claude MEISTELMAN - Professeur Dan LONGROIS

2ème sous-section : (*Réanimation médicale*)

Professeur Henri LAMBERT - Professeur Nicolas DELORME - Professeur Alain GERARD

Professeur Pierre-Edouard BOLLAERT

3ème sous-section : (*Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique*)

Professeur Patrick NETTER - Professeur Pierre GILLET

4ème sous-section : (*Thérapeutique*)

Professeur François PAILLE - Professeur Gérard GAY – Professeur Faiez ZANNAD

49ème Section : PATHOLOGIE NERVEUSE ET MUSCULAIRE, PATHOLOGIE MENTALE, HANDICAP et RÉÉDUCATION

1ère sous-section : (Neurologie)

Professeur Michel WEBER - Professeur Gérard BARROCHE - Professeur Hervé VESPIGNANI

2ème sous-section : (Neurochirurgie)

Professeur Henri HEPNER - Professeur Jean-Claude MARCHAL - Professeur Jean AUQUE

Professeur Thierry CIVIT

3ème sous-section : (Psychiatrie d'adultes)

Professeur Jean-Pierre KAHN

4ème sous-section : (Pédopsychiatrie)

Professeur Colette VIDALHET - Professeur Daniel SIBERTIN-BLANC

5ème sous-section : (Médecine physique et de réadaptation)

Professeur Jean-Marie ANDRE

50ème Section : PATHOLOGIE OSTÉO-ARTICULAIRE, DERMATOLOGIE et CHIRURGIE PLASTIQUE

1ère sous-section : (Rhumatologie)

Professeur Jacques POUREL - Professeur Isabelle VALCKENAERE

2ème sous-section : (Chirurgie orthopédique et traumatologique)

Professeur Daniel SCHMITT - Professeur Jean-Pierre DELAGOUTTE - Professeur Daniel MOLE

Professeur Didier MAINARD

3ème sous-section : (Dermato-vénéréologie)

Professeur Jean-Luc SCHMUTZ – Professeur Annick BARBAUD

4ème sous-section : (Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique)

Professeur François DAP

51ème Section : PATHOLOGIE CARDIORESPIRATOIRE et VASCULAIRE

1ère sous-section : (Pneumologie)

Professeur Jean-Marie POLU - Professeur Yves MARTINET

Professeur Jean-François CHABOT

2ème sous-section : (Cardiologie)

Professeur Etienne ALIOT - Professeur Yves JUILLIERE - Professeur Nicolas SADOUL

3ème sous-section : (Chirurgie thoracique et cardiovasculaire)

Professeur Pierre MATHIEU - Professeur Jean-Pierre VILLEMOT

Professeur Jean-Pierre CARTEAUX

4ème sous-section : (Chirurgie vasculaire ; médecine vasculaire)

Professeur Gérard FIEVE

52ème Section : MALADIES DES APPAREILS DIGESTIF et URINAIRE

1ère sous-section : (Gastroentérologie ; hépatologie)

Professeur Marc-André BIGARD

Professeur Jean-Pierre BRONOWICKI

2ème sous-section : (Chirurgie digestive)

3ème sous-section : (Néphrologie)

Professeur Michèle KESSLER – Professeur Dominique HESTIN (Mme)

4ème sous-section : (Urologie)

Professeur Philippe MANGIN - Professeur Jacques HUBERT

53ème Section : MÉDECINE INTERNE, GÉRIATRIE et CHIRURGIE GÉNÉRALE

1ère sous-section : (Médecine interne)

Professeur Gilbert THIBAUT - Professeur Francis PENIN

Professeur Denise MONERET-VAUTRIN – Professeur Denis WAHL

Professeur Jean DE KORWIN KROKOWSKI - Professeur Pierre KAMINSKY

2ème sous-section : (Chirurgie générale)

Professeur Patrick BOISSEL - Professeur Laurent BRESLER

**54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE,
ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION**

1ère sous-section : (*Pédiatrie*)

Professeur Paul VERT - Professeur Danièle SOMMELET - Professeur Michel VIDAILHET - Professeur Pierre MONIN
Professeur Jean-Michel HASCOET - Professeur Pascal CHASTAGNER

2ème sous-section : (*Chirurgie infantile*)

Professeur Michel SCHMITT - Professeur Gilles DAUTEL

3ème sous-section : (*Gynécologie-obstétrique ; gynécologie médicale*)

Professeur Michel SCHWEITZER - Professeur Jean-Louis BOUTROY

Professeur Philippe JUDLIN - Professeur Patricia BARBARINO

4ème sous-section : (*Endocrinologie et maladies métaboliques*)

Professeur Pierre DROUIN - Professeur Georges WERYHA

5ème sous-section : (*Biologie et médecine du développement et de la reproduction*)

Professeur Hubert GERARD

55ème Section : PATHOLOGIE DE LA TÊTE ET DU COU

1ère sous-section : (*Oto-rhino-laryngologie*)

Professeur Claude SIMON - Professeur Roger JANKOWSKI

2ème sous-section : (*Ophthalmologie*)

Professeur Antoine RASPILLER - Professeur Jean-Luc GEORGE - Professeur Jean-Paul BERROD

3ème sous-section : (*Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie*)

Professeur Michel STRICKER - Professeur Jean-François CHASSAGNE

=====

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS

27ème section : INFORMATIQUE

Professeur Jean-Pierre MUSSE

64ème Section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Professeur Daniel BURNEL

=====

PROFESSEUR ASSOCIÉ

Chirurgie plastique, reconstructrice et esthétique ; brûlologie

Docteur RESTREPO

=====

MÂTRES DE CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS - PRATICIENS HOSPITALIERS

42ème Section : MORPHOLOGIE ET MORPHOGENÈSE

1ère sous-section : (*Anatomie*)

Docteur Bruno GRIGNON

2ème sous-section : (*Cytologie et histologie*)

Docteur Edouard BARRAT - Docteur Jean-Claude GUEDENET

Docteur Françoise TOUATI - Docteur Chantal KOHLER

3ème sous-section : (*Anatomie et cytologie pathologiques*)

Docteur Yves GRIGNON - Docteur Béatrice MARIE

43ème Section : BIOPHYSIQUE ET IMAGERIE MÉDICALE

1ère sous-section : (*Biophysique et médecine nucléaire*)

Docteur Marie-Hélène LAURENS - Docteur Jean-Claude MAYER

Docteur Pierre THOUVENOT - Docteur Jean-Marie ESCANYE - Docteur Amar NAOUN

44ème Section : BIOCHIMIE, BIOLOGIE CELLULAIRE ET MOLÉCULAIRE, PHYSIOLOGIE ET NUTRITION

1ère sous-section : (*Biochimie et biologie moléculaire*)

Docteur Marie-André GELOT - Docteur Xavier HERBEUVAL - Docteur Jean STRACZEK

Docteur Sophie FREMONT - Docteur Isabelle GASTIN – Dr Bernard NAMOUR

2ème sous-section : (*Physiologie*)

Docteur Gérard ETHEVENOT - Docteur Nicole LEMAU de TALANCE - Christian BEYAERT

45ème Section : MICROBIOLOGIE, MALADIES TRANSMISSIBLES ET HYGIÈNE

1ère sous-section : (*Bactériologie – Virologie ; hygiène hospitalière*)

Docteur Francine MORY - Docteur Michèle WEBER - Docteur Christine LION

Docteur Michèle DAILLOUX – Docteur Alain LOZNIEMSKI

2ème sous-section : (*Parasitologie et mycologie*)

Docteur Marie-France BIAVA - Docteur Nelly CONTET-AUDONNEAU

46ème Section : SANTÉ PUBLIQUE, ENVIRONNEMENT ET SOCIÉTÉ

1ère sous-section : (*Epidémiologie, économie de la santé et prévention*)

Docteur Mickaël KRAMER

47ème Section : CANCÉROLOGIE, GÉNÉTIQUE, HÉMATOLOGIE, IMMUNOLOGIE

1ère sous-section : (*Hématologie ; transfusion*)

Docteur Jean-Claude HUMBERT - Docteur François SCHOONEMAN

3ème sous-section : (*Immunologie*)

Docteur Marie-Nathalie SARDA

4ème sous-section : (*Génétique*)

Docteur Christophe PHILIPPE

**48ème Section : ANESTHÉSIOLOGIE, RÉANIMATION, MÉDECINE D'URGENCE,
PHARMACOLOGIE ET THÉRAPEUTIQUE**

1ère sous-section : (*Anesthésiologie et réanimation chirurgicale*)

Docteur Jacqueline HELMER - Docteur Gérard AUDIBERT

3ème sous-section : (*Pharmacologie fondamentale ; pharmacologie clinique*)

Docteur Françoise LAPICQUE - Docteur Marie-José ROYER-MORROT

Docteur Damien LOEUILLE

**54ème Section : DÉVELOPPEMENT ET PATHOLOGIE DE L'ENFANT, GYNÉCOLOGIE-OBSTÉTRIQUE,
ENDOCRINOLOGIE ET REPRODUCTION**

5ème sous-section : (*Biologie et médecine du développement et de la reproduction*)

Docteur Jean-Louis CORDONNIER

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES

19ème section : SOCIOLOGIE, DÉMOGRAPHIE

Madame Michèle BAUMANN .

32ème section : CHIMIE ORGANIQUE, MINÉRALE, INDUSTRIELLE

Monsieur Jean-Claude RAFT

40ème section : SCIENCES DU MÉDICAMENT

Monsieur Jean-Yves JOUZEAU

60ème section : MÉCANIQUE, GÉNIE MÉCANIQUE ET GÉNIE CIVILE

Monsieur Alain DURAND

64ème section : BIOCHIMIE ET BIOLOGIE MOLÉCULAIRE

Madame Marie-Odile PERRIN - Mademoiselle Marie-Claire LANHERS

65ème section : BIOLOGIE CELLULAIRE

Mademoiselle Françoise DREYFUSS - Monsieur Jean-Louis GELLY - Madame Anne GERARD
Madame Ketsia HESS - Monsieur Pierre TANKOSIC - Monsieur Hervé MEMBRE

67ème section : BIOLOGIE DES POPULATIONS ET ÉCOLOGIE

Madame Nadine MUSSE

68ème section : BIOLOGIE DES ORGANISMES

Madame Tao XU-JIANG

=====

MAÎTRES DE CONFÉRENCES ASSOCIÉS

Médecine Générale

Docteur Alain AUBREGE

Docteur Louis FRANCO

=====

PROFESSEURS ÉMÉRITES

Professeur Georges GRIGNON - Professeur Michel MANCIAUX
Professeur Jean-Pierre GRILLIAT - Professeur Michel PIERSON – Professeur Alain GAUCHER
Professeur Michel BOULANGE - Professeur Alain LARCAN - Professeur Michel DUC
Professeur Michel WAYOFF - Professeur Daniel ANTHOINE – Professeur Claude HURIET
Professeur Hubert UFFHOLTZ – Professeur René-Jean ROYER

=====

DOCTEURS HONORIS CAUSA

Professeur Norman SHUMWAY (1972) <i>Université de Stanford, Californie (U.S.A)</i>	Professeur Mashaki KASHIWARA (1996) <i>Research Institute for Mathematical Sciences de Kyoto (JAPON)</i>
Professeur Paul MICHIELSEN (1979) <i>Université Catholique, Louvain (Belgique)</i>	Professeur Ralph GRÄSBECK (1996) <i>Université d'Helsinki (FINLANDE)</i>
Professeur Charles A. BERRY (1982) <i>Centre de Médecine Préventive, Houston (U.S.A)</i>	Professeur James STEICHEN (1997) <i>Université d'Indianapolis (U.S.A)</i>
Professeur Pierre-Marie GALETTI (1982) <i>Brown University, Providence (U.S.A)</i>	Professeur Duong Quang TRUNG (1997) <i>Centre Universitaire de Formation et de Perfectionnement des Professionnels de Santé d'Hô Chi Minh-Ville (VIÊTNAM)</i>
Professeur Mamish Nisbet MUNRO (1982) <i>Massachusetts Institute of Technology (U.S.A)</i>	
Professeur Mildred T. STAHLMAN (1982) <i>Wanderbilt University, Nashville (U.S.A)</i>	
Professeur Harry J. BUNCKE (1989) <i>Université de Californie, San Francisco (U.S.A)</i>	
Professeur Théodore H. SCHIEBLER (1989) <i>Institut d'Anatomie de Würzburg (R.F.A)</i>	
Professeur Maria DELIVORIA-PAPADOPOULOS (1996) <i>Université de Pennsylvanie (U.S.A)</i>	

A notre Maître et Président de Thèse

Monsieur le Professeur Jean-Marie ANDRE

Professeur de Médecine physique et de réadaptation

Vous nous avez fait l'honneur d'accepter la présidence de notre jury et de diriger notre travail. Votre collaboration et vos conseils ont été très précieux dans son élaboration.

Soyez assuré de notre gratitude et de nos sentiments respectueux.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Henry COUDANE

Professeur de Médecine Légale

Vous avez gentiment accepté de participer à ce jury de
thèse.

Veillez bien trouver ici l'expression de notre
respectueuse gratitude.

A notre Maître et Juge

Monsieur le Professeur Hubert UFFHOLTZ

Professeur Emérite de Physiologie

Vous avez eu l'amabilité de bien vouloir participer au jury
de cette thèse.

Veillez trouver ici l'expression de notre sincère
reconnaissance.

A notre Juge

Monsieur le docteur Jean PAYSANT

Docteur en Médecine

Vous avez d'emblée témoigné de l'intérêt pour ce travail
et mis tout votre savoir à notre disposition.

Soyez-en vivement remercié et veuillez trouver ici
l'expression de notre profond respect et de toute notre
estime.

A Monsieur le Docteur Richard CHOMIKI

Vous avez été à l'origine de ce travail.

Vous nous avez toujours accueillis avec bienveillance et
gentillesse au centre de réadaptation.

Soyez assuré de notre gratitude.

A mes parents.

Je suis très fier d'être votre fils.

Puisse ce travail vous apporter un peu de bonheur en retour de tout ce que vous m'avez donné.

A Sophie.

Je t'aime et on va se marier.

A Brigitte, Christine, Annick, Eric, Jean-Luc, Valentine, Amandine, Julien et Robin.

Vous êtes ma famille et ce que j'ai de plus cher.

A Françoise, Isabelle, Christophe et Lucie.

Une famille c'est fait pour s'agrandir.

A tous mes amis.

A toute ma famille.

A Teddy

Nous avons passer de nombreuses heures devant l'ordinateur et je ne t'ai jamais entendu te plaindre. Merci.

SERMENT

"Au moment d'être admis à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité. Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux. Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité. J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences. Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me sont confiés. Reçu à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs. Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré et méprisé si j'y manque".



TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	17
I . La contraction musculaire : rappels.....	21
1.1 Histologie et physiologie.....	21
1.2 Contrôle neurologique.....	22
1.2.1 L'unité motrice	22
1.2.2 Le recrutement.....	23
II. Dynamométrie isocinétique	25
2.1 Définitions	25
2.2 Présentations des évaluations isométriques, isotoniques et isocinétiques	25
2.2.1 Evaluations isométriques	25
2.2.2 Evaluations isotoniques.....	26
2.2.3 Evaluations isocinétiques.....	27
2.3 Analyse des données	27
2.3.1 Protocoles.....	27
2.3.2 Analyse des courbes.....	28
2.3.3 Analyse des paramètres chiffrés.....	30
2.4 Reproductibilité des mesures	31
2.4.1 Eléments de statistique.....	31
2.4.2 Evaluation des sujets sains	33
2.4.3 Evaluation des sujets pathologiques	36
2.4.4 discussion	37
2.5 Reproductibilité des courbes	43
III. Etude du coefficient de variation	45
3.1 Etudes sur dynamomètre isométrique.....	46
3.2 Etudes sur dynamomètre isotonique.....	49
3.3 Etudes sur dynamomètre isocinétique	50
3.4 discussion	54
IV. Etude de la superposition des courbes	63
4.1 Méthodes	63
4.2 Discussion.....	65

V. Etude de la différence des rapports excentrique / concentrique à différentes vitesses.....	70
5.1 Particularités des contractions musculaires excentriques.....	70
5.1.1 Physiologie.....	70
5.1.2 Contrôle neurologique	71
5.1.3 Application à l'évaluation du degré d'effort.....	72
5.2 Présentation des travaux.....	73
5.3 Discussion	79
CONCLUSION	80
BIBLIOGRAPHIE	82





INTRODUCTION

L'évaluation des capacités d'un patient nécessite de sa part une participation sans retenue. Aussi lorsque les résultats obtenus ne sont pas conformes aux attentes de l'examineur, ou si celui-ci n'est pas à même de les expliquer, la question d'un déficit de coopération est posée. Si l'impossibilité d'expliquer un symptôme par des critères objectifs n'est pas une preuve de son origine psychologique ou d'une simulation, à l'inverse, certaines plaintes peuvent relever de causes non organiques ou de particularités comportementales n'apparaissant pas forcément lors des consultations habituelles. Ces plaintes peuvent s'inscrire dans une démarche voulue du patient ou exprimer un conflit psychique inconscient. Il peut s'agir, par exemple, d'une simulation motivée par l'obtention d'un bénéfice secondaire, un syndrome de Munchausen ou des désordres psychosomatiques [56]. Le bénéfice secondaire peut être : ne pas travailler, recevoir des compensations financières, éviter le service militaire, échapper à des poursuites judiciaires ou bénéficier de meilleures conditions de détention, attirer la sympathie ou l'intérêt de l'entourage, voire recevoir un traitement dans le syndrome de Munchausen. Les symptômes dus à des troubles psychosomatiques sont, quant à eux, ressentis comme une réelle souffrance par le patient [101].

Le problème de la coopération du patient qui s'est de tout temps présenté au thérapeute prend depuis quelques décennies une autre dimension, économique celle-ci. En effet, dans un contexte où le coût de la santé occupe une place croissante dans la société, les implications financières de décisions médicales conduisent à l'accroissement des litiges et des procès [65].

C'est dans l'évaluation des douleurs chroniques et des troubles cognitifs survenant dans les suites d'un traumatisme crânien qu'ont été consacré le plus grand nombre de travaux sur la détection d'éventuelles simulations ou exagérations de symptômes [34] [56] [88] [93].

Strauss et al [99] décrivent deux grandes approches pour étudier ce problème dans un contexte neuropsychologique. La première est l'utilisation des données et des échelles habituellement fournies par les évaluations standards ; la seconde est l'utilisation d'instruments spécifiques, destinés à détecter les défauts de participation. Celle-ci est apparue devant les limites actuelles de la première.

Un exemple de ces instruments spécifiques est le Victoria Symptom Validity Test [88]. Il est proposé dans l'identification des simulations de troubles cognitifs consécutifs à un traumatisme crânien. C'est un questionnaire composé de 48 items regroupant deux outils déjà proposés lors de tests antérieurs :

- Le questionnaire à réponses forcées dans lequel le sujet n'a le choix qu'entre deux réponses. Si celui-ci ne sait pas répondre, il doit tout de même choisir une des deux propositions qui lui sont faites. En répondant au hasard aux items qu'il ne connaît pas, il a une chance sur deux de ne pas se tromper, ce qui statistiquement conduit à l'obtention d'un score minimal. Lorsque les résultats sont inférieurs à celui-ci, on peut supposer que le sujet a majoré volontairement le nombre de ses réponses fausses.
- L'utilisation de niveaux de difficulté croissants pour lesquels le patient devrait être de moins en moins performant.

La sensibilité et la spécificité de ce test sont très élevées puisque 88 % du groupe contrôle et 89 % des simulateurs sont correctement identifiés au premier test.

La limite de cette étude réside principalement dans le fait qu'elle est réalisée avec des étudiants. Les personnes à qui ce test est destiné ont une connaissance des symptômes issue de leur propre expérience. Ils ont généralement déjà passé de nombreuses évaluations et disposent de temps pour les préparer. Ils sont aussi plus motivés que les simulateurs occasionnels.

Reitan et Wolson [85] montrent l'intérêt de répéter ces tests, les simulateurs ayant plus de mal à réitérer leurs performances.

Dans les douleurs chroniques, les auteurs reconnaissent que des critères valides pour détecter la simulation font défaut et que l'examen clinique et l'observation habituellement utilisés sont insuffisants [34] [93].

Craig [20] puis Solomon et al [96] montrent qu'il existe une corrélation entre les cotations sur les échelles de douleur et les expressions du visage lorsque celle-ci survient. Certains auteurs tentent donc d'utiliser cette corrélation pour identifier les simulateurs. Les résultats de leurs études sont contradictoires [34] .

Des tests spécifiques de la détection d'une simulation sont proposés pour différentes pathologies. Dans la fibromyalgie, Smythe et al [93] testent la sensibilité de points connus pour présenter une sensibilité à la pression et de points insensibles. Les résultats de ces

évaluations permettent de distinguer dans les volontaires qui participent à l'étude ceux qui jouent la comédie et ceux qui sont sincères avec une sensibilité de 90 % et une spécificité de 86 %.

Dans les lombalgies Waddel et al [104] décrivent 8 signes évocateurs d'une origine non organique des douleurs. La présence de trois d'entre eux est nécessaire pour confirmer l'absence d'organicité ; un patient pouvant présenter un ou deux de ces signes en raison de son anxiété ou du désir de prouver sa bonne foi à son évaluateur.

L'évaluation de la force musculaire maximale d'un patient est de la même façon tributaire de la bonne volonté de celui-ci. L'observation clinique et les différents appareils de mesure utilisés couramment ne permettent pas de distinguer un effort correspondant aux capacités maximales des autres efforts que nous regrouperons sous le terme de « sous maximaux ».

Le sujet de ce travail est d'évaluer quel peut être l'apport de la dynamométrie isocinétique, nouvelle technique d'évaluation et de renforcement musculaire, dans la détection d'efforts sous maximaux.

Les deux grandes approches précitées, décrites par Strauss et al [99] peuvent être appliquées dans ce domaine. Aussi il sera intéressant de savoir si les données obtenues habituellement grâce aux dynamomètres vont permettre cette détection ou s'il existe des « outils » spécifiques à cette tâche.

Une des propriétés généralement attribuée à la dynamométrie isocinétique est la reproductibilité de ses mesures. Certains auteurs suggèrent que les efforts sous maximaux présentent une reproductibilité moindre ce qui pourrait suffire à les détecter [7] [63] [70] [86] [89]. Pour cela, ils étudient un paramètre fourni par l'ensemble des dynamomètres, le coefficient de variation ou covariance, permettant de chiffrer la variabilité des mesures. D'autres étudient l'allure des graphes obtenus lors de chaque mesure [47].

La dynamométrie isocinétique permettant de mesurer les forces développées lors de contractions excentriques, d'autres chercheurs ont inventé un rapport original, entre les forces obtenues lors des différents modes contractiles, qui constituerait un outil spécifique de détection [27] [28] [29] [30].

Aussi notre travail, après avoir rappelé brièvement les propriétés histo-physiologiques de la contraction musculaire squelettique, s'attachera dans une première partie à discuter de la véracité de la reproductibilité des efforts sous maximaux, propriété qui est à la base de la plus grande partie des études. Ensuite nous étudierons plus spécifiquement le coefficient de variation puis l'allure des graphes. Enfin, nous nous intéresserons aux travaux traitant des rapports excentriques sur concentriques.

I La contraction musculaire: rappels

1.1 Histologie et physiologie

Il existe trois types de tissus musculaires:

- Le tissu musculaire strié squelettique qui permet la réalisation de mouvements volontaires contrôlés par le système nerveux cérébro-spinal ;
- Le tissu myocardique strié dont les contractions sont involontaires ;
- Le tissu musculaire lisse à contractions involontaires sous la dépendance du système nerveux végétatif.

Les cellules musculaires striées (rhabdomyocytes) associées aux formations conjonctives vasculaires et nerveuses, forment les muscles squelettiques qui assurent la motricité de la vie de relation. Ce sont des cellules très longues, multinucléées composées notamment de noyaux en périphérie et d'un ensemble de myofibrilles (environ 2000 chez l'adulte) alignées dans le grand axe. Leur forme est allongée et cylindrique. Elles sont aussi appelées fibres musculaires. La membrane qui les entoure, l'endomysium, présente de nombreuses invaginations en direction des myofibrilles : ce sont les tubules transverses ou système T.

A l'intérieur du muscle les fibres sont regroupées en faisceaux entourés par le périnysium. Ceux-ci sont réunis par l'épimysium pour constituer le muscle. Les différents tissus conjonctifs forment par leur union à chaque extrémité du muscle les tendons, qui s'insèrent au niveau du périoste. Il est rare qu'une cellule musculaire aille d'une extrémité à l'autre du muscle. Le tissu conjonctif permet de transmettre les forces de contraction produites par les différentes fibres.

Les myofibrilles se divisent en compartiments de 2.5 microns appelés sarcomères. La superposition de ces sarcomères donne l'aspect strié du muscle. Les sarcomères résultent de l'enchevêtrement de myofilaments épais en position centrale et de myofilaments fins qui s'étendent entre ceux-ci et s'insèrent à leurs extrémités au niveau de la strie Z. Chaque filament épais est entouré de six filaments fins.

Les filaments fins résultent de l'assemblage d'actine, de tropomyosine et de troponine. Les filaments épais sont composés essentiellement de filaments de myosine. Ceux-ci sont formés par un enroulement de molécules de myosine comprenant une partie céphalique renflée

mobile et une partie caudale. C'est la mobilité de ces têtes qui va permettre la fixation de la myosine sur l'actine et le glissement des deux types de filaments les uns sur les autres.

L'énergie mécanique dégagée par la contraction musculaire n'est possible que par l'utilisation d'une énergie chimique. Cette énergie est fournie par l'hydrolyse de l'ATP. Celle-ci doit donc être régénérée en permanence car sa concentration dans le sarcoplasme est faible. Pour cela trois voies sont possibles : l'hydrolyse de la créatine phosphate qui permet de régénérer rapidement suffisamment d'ATP pour réaliser un exercice important mais limité dans le temps par la faiblesse des réserves ; la glycolyse anaérobie qui transforme le glycogène en acide lactique, l'accumulation de celui-ci rendant de plus en plus difficile la poursuite de l'exercice ; la phosphorylation oxydative des métabolites sanguins au niveau des mitochondries utilisant l'oxygène apporté par la circulation sanguine et celui de la myoglobine, protéine musculaire capable de fixer l'oxygène.

En plus de ses propriétés contractiles, le muscle possède des propriétés élastiques que lui apportent différents éléments [40]. Une première composante élastique est fournie par l'endomysium et l'ensemble du tissu conjonctif. La seconde se situe au niveau des possibilités de mouvements des têtes de myosine.

Lorsque la force musculaire exercée n'entraîne pas de mouvement, la contraction est dite isométrique. Lorsque la force musculaire exercée permet un raccourcissement du muscle, la contraction est dite concentrique. Lorsque la force musculaire exercée ne peut empêcher l'allongement du muscle, la contraction est dite excentrique.

1.2 Contrôle neurologique

1.2.1 L'unité motrice

L'innervation des cellules (ou fibres) musculaires striées s'effectue par l'intermédiaire de motoneurones alpha. Un seul motoneurone peut innover plus de 2000 fibres musculaires. Cet ensemble constitue l'unité motrice. Le nombre de fibres musculaires par unité motrice est variable pour permettre une contraction musculaire adaptée au travail à effectuer. Toutes les

fibres d'une unité motrice ont les mêmes caractères morphologiques, histochimiques et biochimiques.

1.2.2 Le recrutement

La propriété contractile est en relation avec la présence dans le cytoplasme des filaments protéiques contractiles, les myofilaments [42].

La contraction musculaire maximale nécessite la stimulation du plus grand nombre de fibres et donc d'unités motrices disponibles à un instant donné. Par contre, lors d'une contraction sous maximale, seules certaines unités motrices sont recrutées simultanément ce qui permet une alternance entre fibres relâchées et contractées. Un muscle peut donc effectuer une contraction sous maximale pendant une période plus importante mais de façon plus complexe. Cependant, il n'est pas certain que cette alternance soit le moyen privilégié dont se sert l'organisme pour combattre la fatigue. Le recrutement prioritaire d'unités motrices peu fatigables en est un second.

Pour pouvoir effectuer les fonctions qui sont les leurs, les différents muscles sont capables de faire varier la force qu'ils exercent. Deux paramètres essentiels entrent en jeu pour définir cette force : le nombre et la taille des unités motrices stimulées à un instant donné (sommation spatiale) ainsi que le nombre de stimulations au cours de l'exercice pour chaque unité motrice (sommation temporelle) impliquant des mécanismes d'activation et de rétrocontrôle.

L'utilisation de ces deux types de sommation peut varier d'un muscle à l'autre. En effet, certains muscles vont recruter l'intégralité des unités motrices pour effectuer des contractions sous maximales comme par exemple au niveau de la main.

Une des théories permettant d'expliquer le mécanisme de recrutement est le principe de la taille [74]. Pour permettre l'application de forces de faibles intensités, les premières unités motrices stimulées sont les plus petites. Celles-ci ont le seuil d'activation le plus faible. L'intensité de la contraction augmentant, des unités dont la taille est croissante vont être stimulées de façon progressive. L'addition de grosses unités à des niveaux de force élevés autorise une augmentation rapide de la force sans nuire à la précision.

Lors des stimulations électriques, l'ordre de recrutement est inversé. Les gros axones sont recrutés en priorité et seul l'augmentation des stimuli permet de recruter les plus petits motoneurones.

Il semble cependant illusoire de réduire le recrutement à ce seul principe de la taille. L'ordre dans lequel deux unités motrices ayant des seuils de recrutement différents se contractent, peut varier selon les mouvements auxquelles elles participent. Thomas et al [102] ont étudié le recrutement de 144 unités motrices au niveau du premier interosseux dorsal lors des mouvements d'abduction, de flexion et d'extension de l'index. Les ordres de recrutement dans les trois directions de l'espace étaient corrélés mais n'étaient pas identiques. Par la suite, Bremner et al [11] ont montré que la synchronisation des unités motrices au niveau des premier et second interosseux dorsaux était meilleure lors des mouvements d'extension de l'index que lors des mouvements d'abduction.

II. DYNAMOMETRIE ISOCINETIQUE

Le but principal du praticien est de permettre au patient de récupérer partiellement ou totalement ses fonctions antérieures. Pour cela, en cas de déficience motrice, il doit mettre en place un programme de rééducation adapté au déficit constaté mais aussi aux particularités anatomiques et psychologiques du patient. La première étape consiste donc en un bilan lésionnel comprenant, entre autre, une évaluation des performances musculaires [84]. Celles-ci ne se résument pas uniquement à la valeur de la force maximale mais incluent les notions de vitesse, d'endurance, d'extensibilité [18].

Commençons tout d'abord par définir la contraction musculaire isocinétique.

2.1 Définitions

Une contraction musculaire est dite isocinétique lorsqu'elle s'effectue à vitesse constante (et non nulle).

Un dynamomètre isocinétique permet de maintenir une vitesse constante pendant toute la durée du mouvement et sur toute son amplitude. Lorsque la vitesse voulue est atteinte, la résistance opposée par le dynamomètre varie en fonction de la force exercée par le patient.

2.2 Présentation des évaluations isométriques, isotoniques et isocinétiques

Le caractère de chacune de ces évaluations de la force musculaire leur confère des avantages et des inconvénients.

2.2.1 Evaluations isométriques

Il n'existe pas de modification de la longueur du muscle. La force exercée est égale à la résistance appliquée.

Les avantages de ces exercices se trouvent dans la possibilité d'effectuer des mesures lorsque le mouvement est contre indiqué ou impossible. Ils permettent d'éviter une position articulaire précise en rapport avec la pathologie du patient. L'équipement nécessaire est limité et disponible dans les cabinets de masseurs kinésithérapeutes de ville.

Leurs inconvénients résident dans l'absence de données dynamiques et la seule connaissance de la force maximale dans une position articulaire donnée.

2.2.2 Evaluations isotoniques

Il n'existe pas de variation de la résistance opposée, sur toute l'amplitude du mouvement.

Les avantages de ces exercices sont la possibilité de choisir la résistance opposée, la possibilité de prendre en compte plusieurs articulations simultanément et donc l'intégralité d'un mouvement, la possibilité de contrôler l'amplitude articulaire.

Leur principal inconvénient est l'impossibilité de mesurer précisément la force exercée par le muscle qui varie au cours de l'exercice en fonction de la position articulaire et de la vitesse du mouvement. En effet, comme l'a montré Hill dès 1922 [49], la force musculaire décroît lorsque la vitesse augmente (figure 1).

La résistance opposée n'est donc pas maximale sur toute l'amplitude du mouvement.

Le risque lésionnel est élevé, la résistance ne diminuant pas en cas de fatigue ou de douleur.

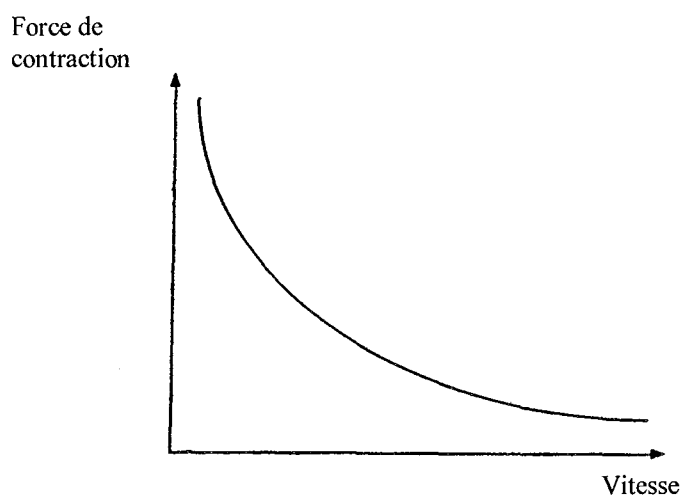


Figure 1 : variation de la force musculaire en fonction de la vitesse selon Hill

2.2.3 Evaluations isocinétiques

L'exercice isocinétique offre la possibilité de mesurer très précisément la force exercée en tout point de l'amplitude choisie. L'examineur dispose à chaque instant de la force, de la vitesse, du travail et de la puissance développée par le patient [19].

Les exercices sont moins dangereux, la résistance pouvant diminuer voire s'annuler lorsque la vitesse prédéterminée n'est plus atteinte.

Leur inconvénient principal relève de la nécessité de disposer d'un équipement perfectionné nécessitant des manipulateurs expérimentés [13].

2.3 Analyse des données

Avant d'aborder l'analyse des valeurs chiffrées, fournies par le dynamomètre, intéressons nous à l'analyse des graphes représentant le moment de force développé sur toute l'amplitude articulaire.

2.3.1 Protocoles

Afin de pouvoir comparer plusieurs tests chez un même patient ou entre différents sujets, l'examineur doit adopter préalablement un protocole standardisé qu'il appliquera lors de chaque test. Ce protocole est adapté à l'articulation étudiée, à sa fonction. Pour le genou par exemple, les conditions suivantes doivent être parfaitement décrites et respectées lors d'une même étude:

- Echauffement
- Education du patient
- Choix du côté sain pour débiter l'évaluation
- Position du sujet définie
- Alignement de l'axe articulaire avec celui du dynamomètre
- Maintien du sujet
- Calibrage de l'appareil
- Compensation de la gravité
- Sélection d'une vitesse angulaire
- Nombre d'essais non mesurés

- Accompagnement par un encouragement verbal
- Contrôle visuel (feed-back) [59]
- Choix du nombre de répétitions
- Choix de la durée des intervalles de repos



Figure 2 : installation pour l'étude des extenseurs et fléchisseurs du genou sur CYBEX NORM®

2.3.2 Analyse des courbes

Les courbes sont la représentation graphique du moment de force (en Newton mètre), produit de la force par la distance entre le point d'application de celle-ci et l'axe articulaire, en fonction de l'angle (en degrés) ou du temps (en seconde).

➤ Courbes normales

La courbe peut être divisée en trois parties [22]:

- La phase ascendante ou temps de développement de tension maximum (TDTM) est régulière et convexe vers le haut ;
- Le sommet de la courbe ou moment de force maximum (MFM) apparaît généralement pour une valeur angulaire intermédiaire mais dépend de l'âge, du sexe, du niveau d'entraînement du sujet, de la vitesse angulaire choisie ;
- La phase descendante ou taux de décroissance de la force est régulière et convexe vers le haut ou rectiligne.

L'allure générale de la courbe varie selon le type de contraction choisi (concentrique ou excentrique). En mode concentrique, elle prend une forme parabolique, le moment de force maximum apparaissant dans une position relativement médiane. Celui-ci est atteint en fin de mouvement lors de contractions excentriques.

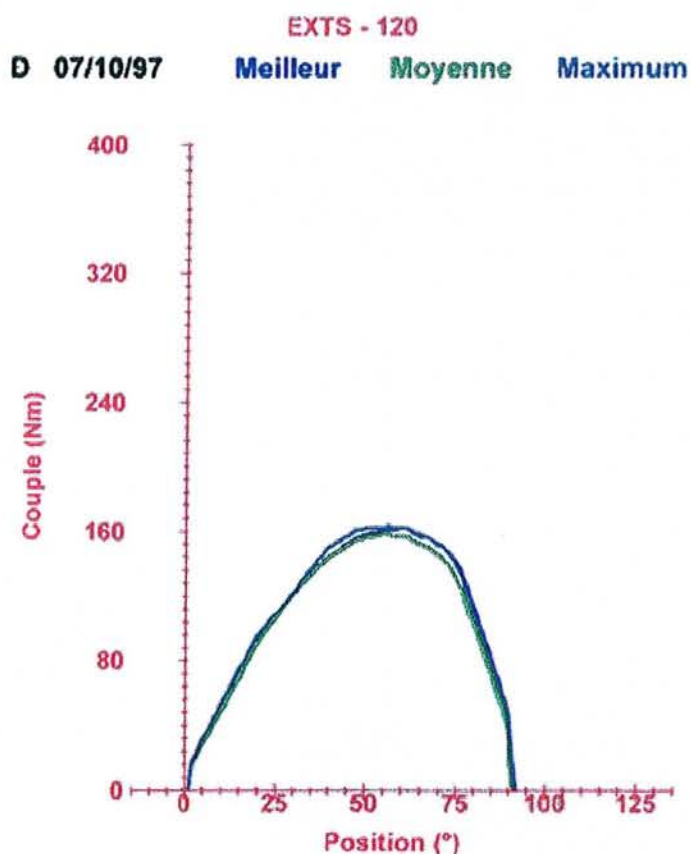


Figure 3 : courbes normales obtenues lors de contractions concentriques à 120°/sec des extenseurs de la jambe

➤ Courbes anormales

Une inversion de courbure en phase ascendante peut traduire [17] [21] [22] :

- un dysfonctionnement articulaire important ;
- un phénomène douloureux prolongé ;
- un déficit musculaire. Dans ce cas il peut s'agir d'un déficit concernant un muscle ou un ensemble d'unités motrices initialisant le mouvement. Il peut aussi s'agir d'une diminution de force explosive en relation avec une anomalie des fibres rapides de type II.

Une inversion de courbe en phase descendante peut traduire :

- un dysfonctionnement articulaire important ;
- un phénomène douloureux prolongé ;
- une rétraction des muscles antagonistes ;
- Un déficit musculaire concernant un muscle ou un ensemble d'unités motrices intervenant en fin de mouvement.

Un accident de courbe correspond à une incurvation significative de la courbe dans un secteur angulaire précis généralement en rapport avec une inhibition nociceptive de la contraction musculaire.

Un aspect crénelé de la courbe peut signifier :

- une amyotrophie majeure.
- un tremblement.
- un trouble du tonus musculaire.

2.3.3 Analyse des paramètres chiffrés

Les variables mesurées et calculées par les dynamomètres isocinétiques les plus souvent utilisées sont [17] [23]:

- Le moment de force maximum. Il s'agit du moment de force le plus élevé fourni au cours du mouvement. Pour chaque individu, il varie en fonction de la vitesse angulaire choisie ;

- L'angle d'efficacité maximale. Il correspond à la position angulaire pour laquelle le moment de force est maximal. Il est stable pour une articulation donnée ;
- Le travail total correspond à l'aire de la surface sous la courbe ;
- La puissance maximale est le travail effectué par unité de temps ;
- Le rapport agonistes/antagonistes. Il s'effectue habituellement à partir des moments de force maximum mais peut aussi l'être à partir d'autres paramètres chiffrés. Il est possible de choisir d'effectuer ce rapport avec des valeurs obtenues lors de contractions effectuées sur le même mode (excentrique ou concentrique) ou sur chacun des deux modes.

2.4 Reproductibilité des mesures

Avant de vérifier si les résultats obtenus par dynamométrie isocinétique sont reproductibles, les auteurs ont en premier lieu voulu savoir s'ils étaient fiables. Pour cela, ils se sont attachés à démontrer l'existence d'une corrélation entre les forces musculaires lors d'une contraction isocinétique et lors de contractions isotoniques ou isométriques [3] [15].

Les différents paramètres décrits dans le paragraphe précédent ont ensuite été mesurés lors de plusieurs tests réalisés dans des conditions identiques, puis comparés afin de pouvoir apprécier s'ils étaient reproductibles.

2.4.1 Eléments de statistique

Le premier test effectué permet de définir pour chaque sujet participant à l'étude une cotation, c'est à dire une valeur quantitative (par exemple le moment de force maximum exprimé en N m). Il s'agit du premier juge [32].

Le second test effectué dans les mêmes conditions définit pour chaque sujet une seconde cotation. Il s'agit du second juge.

Savoir si les deux cotations obtenues sont semblables revient à mesurer l'accord entre deux juges pour une variable quantitative. Celui-ci s'effectue par le calcul du coefficient de corrélation intraclasse (ICC).

La valeur du coefficient de corrélation intraclasse est maximale et égale à 1 lorsqu'il n'existe aucune divergence entre les deux juges, c'est-à-dire lorsque les résultats obtenus lors de chaque test sont identiques pour chacun des sujets. Lorsqu'il apparaît des divergences la valeur du coefficient de corrélation intraclasse diminue. Une classification est conventionnellement admise comme le montre le tableau suivant.

TABLEAU I: QUALITE DE L'ACCORD DETERMINE PAR LA VALEUR DU COEFFICIENT DE CORRELATION INTRACLASSE

Accord	ICC	Accord	ICC
Très bon	> 0.91	Médiocre	0.50-0.31
Bon	0.90-0.71	Très mauvais	0.30 à < 0
Modéré	0.70-0.51		

Cette classification ne tient pas compte de la taille des échantillons étudiés. En effet, la valeur du coefficient de corrélation intraclasse diminue d'autant plus vite que l'échantillon est petit.

Il est par ailleurs possible de calculer un intervalle de confiance du coefficient de corrélation intraclasse en supposant que les deux cotations proviennent d'une population distribuée normalement. Il est déterminé à partir de la table de la loi normale pour un risque p donné.

Le coefficient de corrélation de PEARSON est un mauvais indicateur de la reproductibilité. Prenons par exemple deux séries dont les moments de force obtenus dans la seconde sont systématiquement minorés de 20 N/m par rapport à la première, la

liaison entre les deux est parfaite, le coefficient de corrélation de PEARSON est maximal alors que l'accord ne l'est pas du tout.

2.4.2 Evaluations des sujets sains

Le genou a été la première articulation pour laquelle ont été conçus les dynamomètres isocinétiques. Dès 1978, Johnson et Siegel [54] étudient la reproductibilité d'efforts maximaux d'extension du genou à 180°/s chez quarante femmes avec d'excellents résultats puisqu'ils obtiennent un coefficient de corrélation intraclasse de 0.93-0.99 à l'intérieur d'une même série. Selon ces auteurs, l'obtention de ces bons résultats ne peut se faire que si les sujets se sont échauffés en réalisant des contractions maximales avant de débiter les mesures.

Mawdsley et Knapik [71] examinent les variations des moments de force maximum des muscles extenseurs du genou lors de trois séries de six contractions maximales chez seize sujets des deux sexes. Aucune différence significative n'apparaît entre les séries même lorsqu'elles se déroulent à deux semaines d'intervalle. Cette propriété des dynamomètres isocinétiques est confirmée plus tard dans l'étude du genou pour les modèles de type Biodex [33] [100] [106], Cybex II [106] et Kin-Com [44] notamment.

La reproductibilité est cependant moins bonne entre deux séries espacées d'une semaine qu'à l'intérieur d'une même série, ceci étant valable quelques soient les vitesses et les modes de contraction ; les valeurs des coefficients de corrélation diminuant de 0.94-0.98 à 0.79-0.90 (à 30°/s) et de 0.92-0.97 à 0.75-0.88 (à 180°/s) dans l'étude de Snow et al [94]. Par ailleurs, ces auteurs obtiennent systématiquement de meilleurs résultats dans la deuxième série que dans la première, expliquant ces résultats par l'effet positif de l'apprentissage.

Néanmoins ces différences s'atténuent en même temps que progressent les appareils et les protocoles d'examen : Bandy et al [4] montrent que le dynamomètre Cybex 6000 permet de mesurer avec une grande fiabilité et reproductibilité à une semaine d'intervalle les paramètres habituels (moment de force maximum, travail, puissance) observant pour chacune de ces valeurs des coefficients de corrélation compris entre 0.83

et 0.94. Dans cette même étude, les auteurs évaluent aussi la reproductibilité des moments de force maximum obtenus à partir des dynamomètres Cybex 6000 et Cybex II. Bien que les coefficients de corrélation entre machines soient inférieurs à ceux calculés pour le Cybex 6000, les auteurs concluent que les données standards obtenues à partir du Cybex II peuvent être utilisées par les thérapeutes se servant du Cybex 6000.

Des différences peuvent apparaître selon le mode de contraction évalué (excentrique ou concentrique), Li et al [64] ayant une meilleure reproductibilité pour les paramètres obtenus en mode concentrique. Dans une étude précédente, Kramer [61] obtient des résultats proches dans les deux modes ; les coefficients de corrélations intraclasse étant, en général, meilleurs en concentrique pour les moments de force maximum et meilleurs en excentrique pour les moments de force moyens ; sans qu'il n'existe de différence significative.

Au fur et à mesure de l'apparition de nouveaux appareils d'autres groupes musculaires ont pu être testés. C'est ainsi qu'il est démontré que l'évaluation isocinétique des muscles du tronc est fiable et reproductible [60] [92]. En effet, chez soixante et un volontaires âgés de 20 à 60 ans, ayant effectués deux tests de dix répétitions de flexion-extension du tronc séparés de une à trois semaines, les coefficients de corrélation intraclasse calculés atteignent les valeurs de 0.74 à 0.88 pour le moment de force maximal, de 0.88 à 0.93 pour le travail total [26].

De même, les tests isocinétiques réalisés au niveau de la cheville mesurant les forces de dorsiflexion et utilisant un dynamomètre Biodex sont hautement reproductibles (ICC 0.61-0.93) [51]. Cependant il existe une différence significative entre les résultats obtenus aux vitesses de 30°/sec et de 60°/sec (ICC 0.91 et 0.93) pour les moments de force maximum et ceux obtenus à 120°/sec et 150°/sec (ICC 0.78 et 0.80).

Pour évaluer les articulations possédant plusieurs degrés de liberté, il convient de séparer les différents axes de rotation. Magnusson et al [68] étudient au niveau de l'épaule les mouvements d'abduction avec un dynamomètre Cybex lors de séries de six répétitions espacées de une à deux semaines. Les coefficients de corrélation intraclasse obtenus allaient de 0.88 à 0.97. D'autres [69] [72] se proposent d'étudier la reproductibilité des performances accomplies lors d'efforts concentriques, excentriques, isométriques de rotation interne et externe de l'épaule. Les tests isométriques sont les

plus reproductibles (ICC 0.81-0.93), suivis des concentriques (ICC 0.65-0.95) puis des excentriques (ICC 0.44-0.92). Frisiello et al [36] , en étudiant les mêmes mouvements de rotation interne et externe, en mode excentrique, avec un dynamomètre Biodex également, mais à des vitesses supérieures (90 et 120 degrés par seconde au lieu de 60 degrés par seconde) mettent en évidence des coefficients de corrélation intraclasse satisfaisants puisque compris entre 0.75 et 0.83.

Au niveau de la hanche, Burnett et al [12] mettent en évidence chez 29 garçons une très bonne reproductibilité pour les mouvements d'extension (ICC = 0.84), voire de flexion, alors que celle-ci n'est que médiocre pour les mouvements d'abduction et d'adduction (ICC <0.60). Dix ans plus tard, Emery et al [31] notent aussi des divergences, mais cette fois les meilleurs résultats sont obtenus lors d'efforts excentriques d'adduction.

L'évolution logique des dynamomètres isocinétiques a conduit à l'apparition d'appareils capables d'évaluer les performances établies lors de mouvements mettant en jeu plusieurs articulations. Utilisant un dynamomètre Lido Linea, Davies et Heiderscheit [24] montrent que les exercices dits de presse au niveau des membres inférieurs, lors de contractions concentriques, sont reproductibles. Les coefficients de corrélation intraclasse pour le moment de force maximum et le travail total étaient compris entre 0.87 et 0.94. De même, lors de mouvements d'extension des membres inférieurs intéressant plusieurs articulations, Callaghan et al [14] obtiennent des coefficients de corrélation élevés (ICC >0.75 pour le moment de force maximum, ICC >0.83 pour le travail total et la puissance moyenne) chez un groupe de vingt volontaires sains. Les squats constituent aussi des tests hautement reproductibles (ICC = 0.89-0.96) selon Wilson et al [105].

Les différentes études précédemment citées recrutent leurs échantillons dans une population d'adultes, plus ou moins jeunes. Il convient donc de s'intéresser aux divergences qui pourraient apparaître lorsque les échantillons sont composés de jeunes enfants ou de personnes âgées [16] [37].

La reproductibilité des forces de flexion et d'extension du genou a été étudiée avec un groupe de douze garçons âgés de six à huit ans [73]. Deux séries de tests réalisés à trois jours d'intervalle ont été réalisés. Les coefficients de corrélation intraclasse obtenus sont supérieurs à 0.85 aussi bien pour les quadriceps que pour les ischios-jambiers.

Dans une étude précédente au niveau de la hanche [12], les coefficients de corrélation intraclasse obtenus chez des enfants de 6 à 10 ans mettent en évidence des valeurs plus faibles mais comparables à ceux des adultes pour la même articulation.

Par contre, dans un échantillon de personnes âgées, la reproductibilité des efforts d'extension du pied et de dorsiflexion n'est constatée que lorsque la valeur moyenne des moments de force est supérieure ou égale à 10 N.m (ICC 0.87-0.95). Cette condition remplie, la variabilité n'est pas plus importante après six mois qu'elle ne l'est après quelques jours [75].

2.4.3 Evaluation des sujets pathologiques

Les études réalisées chez des patients porteurs d'une pathologie ne portent pas en premier lieu sur l'appréciation de la reproductibilité. En effet, l'évaluation par dynamométrie isocinétique étant considérée comme fiable et reproductible chez le sujet sain, les auteurs s'attachent à définir quels peuvent être les avantages de cette technique dans le diagnostique, le suivi, la rééducation d'un déficit.

En 1991, Durand et al [25] s'intéressent à la reproductibilité d'efforts maximaux concentriques de flexion et d'extension du genou chez des patients porteurs d'une déchirure partielle du ménisque interne. Les coefficients de corrélation intraclasse entre les deux séries sont élevés (ICC = 0.86-0.92) et comparables à ceux obtenus dans un groupe témoin (ICC = 0.87-0.95) à l'exception des efforts d'extension à 180 degrés /sec (ICC = 0.67).

Selon Steiner et al [97], les mesures effectuées lors d'efforts maximaux excentriques de flexion et d'extension du genou sont reproductibles chez des sujets porteurs d'une pathologie tibio-fémorale, mais les coefficients de corrélation intraclasse sont plus faibles que ceux obtenus chez des sujets sains.

Au niveau du genou, les tests réalisés chez des patients aux antécédents de poliomyélite montrent une bonne reproductibilité (ICC > 0.80) [57]. Il en est de même dans une étude chez des sujets présentant une hémiparésie spastique (ICC > 0.90) [103].

Malerba et al [69] étudient la reproductibilité des efforts maximaux, excentriques et concentriques, des rotateurs de l'épaule chez des sujets ayant des antécédents de lésions

unilatérales au niveau de cette articulation. En majorité, les coefficients de corrélation intraclasse obtenus du côté de la lésion sont supérieurs à ceux obtenus du côté sain.

Plus récemment Callaghan et al [14] évaluent, dans une étude pluri-articulaire de flexion-extension du membre inférieur, la reproductibilité des valeurs du moment de force maximum, du travail total et de la puissance moyenne, obtenant des coefficients de corrélation compris entre 0.64 et 0.90. Ceux-ci sont similaires dans un échantillon de sujets sains et dans un échantillon de patients porteurs d'un syndrome douloureux fémoropatellaire. Les auteurs soulignent l'intérêt que représente l'évaluation isocinétique pluri-articulaire pour les patients porteurs de ce symptôme, les pressions et contraintes ligamentaires du genou étant anormalement élevées lors des tests réalisés sur cette seule articulation.

Ayalon et al [2] mettent en évidence une très bonne reproductibilité des moments de force maximum de flexion et d'extension du genou chez des enfants présentant des troubles moteurs d'origine centrale de type hémiplégie, ataxie, diplégie spastique, dyskinésie. Les coefficients de corrélation intraclasse obtenus au cours d'une session sont compris entre 0.90 et 0.99. Afin de permettre au plus grand nombre de réaliser l'intégralité de l'épreuve, les auteurs choisissent une vitesse intermédiaire unique égale à 90 °/sec. La première répétition n'a pas été pris en compte dans les calculs statistiques de même que les résultats d'un enfant qui n'a pu effectuer le test.

2.4.4 Discussion

La première évidence qui apparaît lors de l'étude de ces publications est la diversité des protocoles utilisés par les différents auteurs. Même si certains critères comme la compensation de la gravité, le maintien du sujet, l'alignement de l'axe du genou avec celui du dynamomètre sont pris en compte dans l'ensemble des études, de nombreuses disparités existent dès les premières étapes des évaluations [59].

Deux articulations sont plus documentées que les autres et c'est autour de celles-ci que s'articulera la plus grande partie de cette discussion. La première est l'articulation du genou pour laquelle sont apparus les premiers dynamomètres isocinétiques et donc les premières études. Sa relative simplicité, en regard de l'épaule par exemple, permet de

faciliter l'interprétation des résultats et de limiter les biais. La seconde est celle du tronc dans ses mouvements de flexion et d'extension en raison de l'importance de la pathologie lombaire et de ses implications économiques.

Au niveau du genou, les principales caractéristiques des études présentées aux paragraphes 2.4.2 et 2.4.3 ont été résumées dans les tableaux 2, 3 et 4.

TABLEAU II: CARACTERISTIQUES DES ETUDES D'EVALUATION ISOCINETIQUES DE LA FLEXION EXTENSION DU GENOU CHEZ DES SUJETS SAINS ET PATHOLOGIQUES.

(F : femme ; H : homme ; ATCD : antécédent ; RAS : aucun ATCD ; KC : Kin Com ; C 6000 : CYBEX 6000 ; C II : CYBEX II ; NC : non communiqué ; M : lésion ménisque ; TFP : troubles fémoro-patellaires POLIO : poliomyélite ; SHP : hémiparésie spastique ; infirmes moteurs cérébraux)

Auteur	Nombre	Sexe	Age	ATCD	Modèle	Calibration
KRAMER	35	F & H	26	RAS	KC	1/test
SNOW	12	F	NC	RAS	KC	1/test
BANDY	20	F & H	23	RAS	C 6000	1/sem
FEIRING	19	F & H	20+35	RAS	BIODEX	1/test
LI	40	F & H	26	RAS	C 6000	1/test
DURAND	10+19	H	33+38	RAS+M	KC	1/test
STEINER	10+9	F & H	28+31	RAS+TFP	LIDO	NC
KILFOIL	8	F & H	47+57	POLIO	C II	NC
TRIPP	20	F & H	40	SHP	LIDO	Auto
AYALON	12	F&Garçons	9 à 15	IMC	C II	NC

Les études sont composées de petits échantillons. La répartition selon le genre est variable et n'apparaît pas systématiquement dans les résultats. Kramer [61] faisait d'ailleurs remarquer que, dans son étude, les volontaires hommes avaient une activité athlétique légèrement supérieure à celle des femmes ce qui pouvait aussi expliquer les faibles différences.

La plupart des travaux sont réalisés par des adultes jeunes sans antécédents médicaux. L'âge moyen y est généralement inférieur à 30 ans. Par contre, l'âge moyen est plus élevé dans les études réalisées par les sujets présentant des pathologies, à l'exception de

l'étude de Ayalon et al réalisée avec des enfants [2]. Cela peut s'expliquer par les difficultés de recrutement pour ces dernières.

Les études incluant à la fois des sujets sans antécédent et d'autres porteurs d'une pathologie, permettant ainsi une comparaison, sont seulement au nombre de 2. Les lésions diagnostiquées sont différentes entre les études. Dans celle de Durand et al [25], il s'agit uniquement de déchirures partielles du ménisque interne non encore opérées; celle de Steiner et al [97] regroupe des lésions méniscales, ligamentaires et une plica, opérées ou non et datant de 2 à plus de 10 ans.

TABLEAU III: CARACTERISTIQUES DES ETUDES D'EVALUATION ISOCINETIQUES DE LA FLEXION EXTENSION DU GENOU CHEZ DES SUJETS SAINS ET PATHOLOGIQUES.

(Sub : sous maximal ; Max : maximal ; Ext : extenseurs ; Fl : fléchisseurs ; C : concentrique ; E : excentrique ; G : gauche ; D : droit)

Auteur	Warm-up	Essais	Latéralité	Muscles	Mode	Vitesses
KRAMER	NON	Sub + Max	Dominant	Ext & Fl	C & E	45-90
SNOW	NON	Sub	Gauche	Fl	C & E	30-180
BANDY	OUI	Sub	Gauche	Ext & Fl	C	60-180-300
FEIRING	OUI	Sub + Max	G & D	Ext & Fl	C	60-180-300
LI	OUI	Sub + Max	G & D	Ext & Fl	C & E	60-120
DURAND	NON	Sub	Sain + lésé	Ext & Fl	C	30-180
STEINER	OUI	Sub + Max	G & D	Ext	E	60-180
KILFOIL	NON	Sub	G & D	Ext & Fl	C	0-120-180
TRIPP	NON	Sub	G & D	Ext & Fl	C	60-120
AYALON	NON	Sub	G & D	Ext & Fl	C	90

Les protocoles sont aussi très différents en ce qui concerne l'échauffement et la familiarisation avec l'appareil. Pour environ la moitié des auteurs, ces deux temps sont réunis lors des contractions effectuées avant l'enregistrement des données. Pour les autres, un échauffement supplémentaire, n'utilisant pas le dynamomètre, est effectué. Il contient des étirements (dont le rôle dans les résultats et la prévention des blessures est

communément admis) et /ou quelques minutes sur une bicyclette. Dès 1978, Johnson et Siegel avaient conseillé la réalisation de contractions maximales avant l'enregistrement des données afin d'obtenir une meilleure reproductibilité des moments de force maximum [54]. Dans plusieurs travaux, l'échauffement et la familiarisation avec l'appareil se limitent à quelques contractions sous maximales (de 3 à 10).

Certaines études mesurent les contractions concentriques des extenseurs uniquement, d'autres celles des extenseurs et des fléchisseurs avec ou sans pause entre les mouvements, d'autres les cycles de contractions concentriques-excentriques des fléchisseurs seuls ou des fléchisseurs et des extenseurs avec ou sans pause. Les auteurs comme Li et al, qui ont choisi d'effectuer des cycles continus concentriques-excentriques, estiment reproduire les activités physiologiques des muscles [64].

Les vitesses angulaires choisies sont généralement comprises entre 60 et 180 degrés par seconde. Il n'est pas possible d'en tirer des conclusions pour les exercices réalisés à des vitesses plus élevées.

TABLEAU IV: CARACTERISTIQUES DES ETUDES D'EVALUATION ISOCINETIQUES DE LA FLEXION EXTENSION DU GENOU CHEZ DES SUJETS SAINS ET PATHOLOGIQUES.

(les durées reportées dans la colonne **intervalle** correspondent au nombre de jours entre chaque session, NC : non communiqué)

Auteur	Amplitude	Répétition	Sessions	Intervalle	MFM	ICC
KRAMER	10 - 90	3	1+1+1	Au + 4 jours	NC	0.79-0.91
SNOW	20 - 85	4	1+1	7 jours	NC	0.79-0.97
BANDY	5 - 105	5	1+1+1	5 à 8 jours	71-174	0.92-0.97
FEIRING	0 - 100	5	1+1	7 jours	NC	0.82-0.99
LI	5 - 90	3	1+1	4à 10 jours	92-173	0.82-0.92
DURAND	5 - 90	3	1	_____	NC	0.67-0.96
STEINER	5 - 90	6	1+1+1	5à 11 jours	NC	0.79-0.92
KILFOIL	NC	3	1+1+1	± 7 jours	Max = 175	0.80-0.98
TRIPP	variable~80	5	1+1	2 à 4 jours	Max = 111	0.90-0.98
AYALON	0 - 80	5	1+1	10 jours	NC	0.90-0.99

Le nombre de répétitions par session reste faible (de 3 à 6) ce qui peut faire apparaître des disparités d'autant plus importantes que l'échauffement et la familiarisation avec le dynamomètre aient été négligés. Il est certain que les études comprenant les deux groupes musculaires, les deux modes contractiles, à deux vitesses, soit huit mesures sont à la fois coûteuses en énergie (d'où un risque de fatigue) et en temps.

La reproductibilité, selon Keating et Mathyas [55], peut aussi être influencée par les durées de repos accordées entre les contractions, les séries et les sessions. Sur ce point, il n'existe pas non plus d'unité entre les études.

Les résultats sont plus reproductibles lorsqu'ils sont obtenus au cours d'une seule session que entre deux sessions. En effet, même si le protocole ne change pas, le fait de devoir réinstaller le sujet peut entraîner des différences significatives. L'alignement de l'axe articulaire avec celui du dynamomètre est probablement une des étapes qui induit le plus de divergences.

Lorsque trois sessions ont lieu, il existe une meilleure reproductibilité entre les deuxième et troisième sessions que entre la première et la seconde. Ceci est rapporté à l'apprentissage qui est insuffisant pour maîtriser correctement l'utilisation de l'appareil.

Parmi les différents paramètres étudiés, seul le moment de force maximum a montré une reproductibilité élevée dans toutes les études.

En se référant au paragraphe 2.4.1, la reproductibilité des moments de force maximum est bonne ou très bonne, chez les sujets sains et chez les patients. Les coefficients de corrélation intraclasse ne peuvent cependant pas être comparés. Une raison tient dans le mode de calcul de ceux-ci qui prend en compte le nombre de données recueillies. La taille de l'échantillon et le nombre de répétitions influent donc directement sur le résultat. Une autre raison est la diversité des protocoles utilisés par les auteurs comme cela vient d'être montré dans les lignes précédentes.

Seules deux études comportent à la fois des sujets sains et des patients. Dans la première [97], les auteurs mettent en évidence que les sujets porteurs d'une pathologie tibio-fémorale présentaient des coefficients de corrélation inférieurs à ceux du groupe

témoin. Dans la seconde [25], les différences variaient selon les groupes musculaires ; l'échantillon des patients étant par ailleurs plus important que celui des sujets sains.

L'analyse des études réalisées au niveau du tronc [78] est semblable en de nombreux points à celle effectuée pour le genou.

- La plupart des travaux évaluant la reproductibilité des mesures sont faits avec des sujets ne présentant aucun antécédent de pathologie lombaire.
- Les effectifs sont peu importants.
- Les protocoles présentent de nombreuses disparités et notamment en ce qui concerne l'échauffement et la familiarisation avec l'appareil dont l'importance est à nouveau soulignée. Plusieurs auteurs notent une augmentation significative des moments de force entre la première session et la ou les suivantes, jugeant nécessaire la pratique d'au moins deux d'entre elles.
- Le non respect d'un alignement précis est aussi désigné comme probable source de variation. Grabiner et al [41] ont montré qu'il pouvaient entraîner une variation de 20 % du moment de force maximum.
- La reproductibilité des moments de force maximum est jugée bonne ou très bonne pour les mouvements de flexion et d'extension du tronc à des vitesses n'excédant pas 120 degrés par seconde.
- La reproductibilité des mouvements de rotation n'a pas été mise en évidence.

Chez des enfants de plus de six ans [2] [12] [73], la réalisation des exercices demandés n'a pas engendrée de difficultés pouvant diminuer la reproductibilité comme le montrent les valeurs des coefficients de corrélation intraclasse réunis dans le tableau V. Ceci n'a pas été vérifié lors de contractions excentriques.

TABLEAU V : Caractéristiques des études d'évaluation isocinétiques de la flexion extension du genou chez des enfants.

Auteur	Nombre	Age	ATCD	Articulation	Muscles	ICC
BURNETT	29	6 à 10	RAS	hanche	Ext & Fl	
MERLINI	12	6 à 8	RAS	genou	Ext & Fl	0.85-0.95
AYALON	12	9 à 15	IMC	genou	Ext & Fl	0.90-0.98

Chez les personnes âgées, la nécessité de développer une force minimale pour le fonctionnement de l'appareil, a conduit à ne pas faire apparaître dans les résultats les caractéristiques de l'ensemble de la population. Ce biais était d'ailleurs présent dans les études comprenant des patients qui ne pouvaient accomplir l'intégralité des exercices et qui n'ont pas été incorporés dans le calcul des coefficients de corrélation intraclasse.

En conclusion, l'ensemble de ces études a montré que la dynamométrie isocinétique permettait d'obtenir des paramètres reproductibles : le moment de force maximum et à un moindre degré le travail total.

Cependant, la disparité des protocoles utilisés, les faibles effectifs testés, le petit nombre d'études comprenant des sujets pathologiques et les limites de l'outil statistique apparaissent clairement. Il n'est donc pas possible de définir avec précision les niveaux de reproductibilité attendus en fonction de l'âge, de la pathologie, de l'exercice effectué.

2.5 Reproductibilité des courbes

Il est admis qu'une bonne coopération du patient se traduit par l'obtention de courbes superposables [17] [22]. Ceci se vérifie aussi bien chez des sujets sains pour lesquels l'aspect des courbes est normal que chez les sujets porteurs d'une pathologie [48]. En effet, l'apparition d'un accident de courbe et de toute autre anomalie ne doivent être pris en compte que s'ils se reproduisent à l'identique au cours des répétitions.

Cependant, la non superposition des courbes ne signifie pas obligatoirement une mauvaise coopération ou une mauvaise compréhension du patient. Un échauffement incomplet ne permet pas au patient de restituer l'intégralité de sa force lors des premières contractions. De même la douleur peut s'accroître ou diminuer pendant l'exercice et par là même modifier le niveau de force développée. Enfin, une fatigabilité musculaire pathologique entraînera une diminution progressive des performances d'autant plus importante que l'exercice sera long.

Cependant cette reproductibilité des courbes communément acceptée n'a pas fait l'objet de travaux permettant de la démontrer.

III. Etude du coefficient de variation

Les difficultés que rencontre le thérapeute pour évaluer les valeurs des contractions volontaires maximales, depuis l'existence d'appareils de mesure fiables et standardisés, résident dans la connaissance du degrés de participation du sujet. Celui-ci exerce-t-il réellement une contraction volontaire maximale ou sous maximale ?

Dans le chapitre précédent, nous avons montré que la reproductibilité des mesures obtenues lors de contractions volontaires maximales sur des dynamomètres isocinétiques était établie sans pouvoir la mesurer précisément. Nous ne savons pas ce qu'il en est dans le cas de contractions sous maximales. De fait, plusieurs questions se posent :

La reproductibilité est-elle différente dans ces deux situations ?

Dans l'affirmative, cette différence est-elle constante quelque soit la ou les articulations étudiées, quelque soit le mode (excentrique ou concentrique) choisi ?

Quelle importance faut-il accorder à l'existence d'une pathologie intercurrente ?

Et surtout, peut-on grâce à une éventuelle diminution de la reproductibilité distinguer avec certitude les efforts sous maximaux des efforts maximaux ?

Le coefficient de corrélation intraclasse est la donnée statistique la mieux adaptée pour étudier la reproductibilité d'un paramètre pour une population donnée [32]. Cependant il ne convient pas lorsqu'il s'agit d'évaluer les performances d'un individu isolé. Il est donc nécessaire dans un premier temps de définir un moyen de mesurer la variabilité des performances que fournirait un sujet. Ensuite, il faut définir des valeurs seuils au dessus desquelles une contraction doit être considérée sous maximale.

L'écart type est la moyenne quadratique des différences entre les valeurs mesurées et la moyenne arithmétique de celles-ci. Il ne mesure qu'une variabilité absolue. Prenons l'exemple de dix femmes et dix hommes dont les moyennes des moments de force lors de cinq extensions de jambe sur un dynamomètre isocinétique sont respectivement de 100 et 150 N.m. Les écarts types calculés sont égaux à 10 et 14 N.m. Celui du groupe des femmes est donc inférieur à celui du groupe des hommes en valeur absolue à l'image des moments de force. De la même façon, lors de contractions sous maximales, les valeurs des moments de force vont diminuer. Les déviations standards en feront de même.

Il est donc nécessaire d'introduire la notion de variabilité relative objectivée par le coefficient de variation égal à l'écart type rapporté à la moyenne. Dans notre exemple, le coefficient de variation est pour les femmes égal à 10 / 100 soit 10 %. Pour les hommes, il est égal à 14 / 150 soit 9.33 %.

3.1 Etudes sur dynamomètres isométriques

Dès 1956, Beck et Hettinger puis Rohmert et Sieber (1960), dénoncent la difficulté de savoir si le patient exerce réellement une contraction volontaire maximale [63]. Pour cela ils suggèrent que les performances d'un simulateur présentent une variabilité plus importante que celles d'un sujet coopérant sans restriction.

Kroemer et Marras [62] ont repris ce principe en l'expliquant. Une contraction sous maximale nécessite une sommation spatiale et temporelle beaucoup plus complexe qu'une contraction maximale. En effet, pour ne pas dépasser la force désirée, il est nécessaire d'effectuer un rétrocontrôle permanent et précis. Mémoriser et reproduire ce rétrocontrôle au cours des répétitions semble difficile alors que celui-ci est limité au strict minimum lorsque la contraction est volontairement maximale.

Pour cela, ils ont demandé à trente sujets (quinze femmes et quinze hommes) tous étudiants et en bonne santé de réaliser dix contractions isométriques de flexion du coude à 100 %, 75 %, 50 % et 25 % de leurs capacités maximales. Les étudiants sont rémunérés pour leur participation. La moyenne des forces, l'écart type et le coefficient de variation sont calculés pour chaque pourcentage d'effort.

Les auteurs constatent que les coefficients de variation sont constants aux quatre niveaux de force avec des valeurs proches de 40 %, ce qui infirme leur hypothèse de départ. Une telle variabilité conduit cependant à s'interroger sur la qualité du protocole choisi pour ce test.

Dans une étude plus récente, Bohannon [7] demande à trente et un sujets en bonne santé de pratiquer deux séries de quatre contractions (maximales et sous maximales) de flexion du coude. Dix neuf des trente et un sujets exécutent les quatre contractions maximales en premier.

Les coefficients de variation calculés diffèrent de façon significative entre les deux séries. Lors des contractions maximales, les coefficients de variation sont systématiquement plus

faibles ne dépassant pas la valeur de 7.5 %. Leur moyenne est de 3.6 % contre 15.1 % lors d'efforts sous maximaux. Les écarts types sont respectivement de 1.6 % et 14.6 %.

Les coefficients de variation supérieurs à la valeur seuil de 7.5 % correspondent tous à des contractions sous maximales. Par contre, 32.3 % des coefficients de variation calculés lors de ce type de contraction sont inférieurs à ce seuil comme le montre la figure 4. Il n'est donc pas possible dans cette étude d'affirmer avec certitude qu'un sujet a fourni un effort maximal.

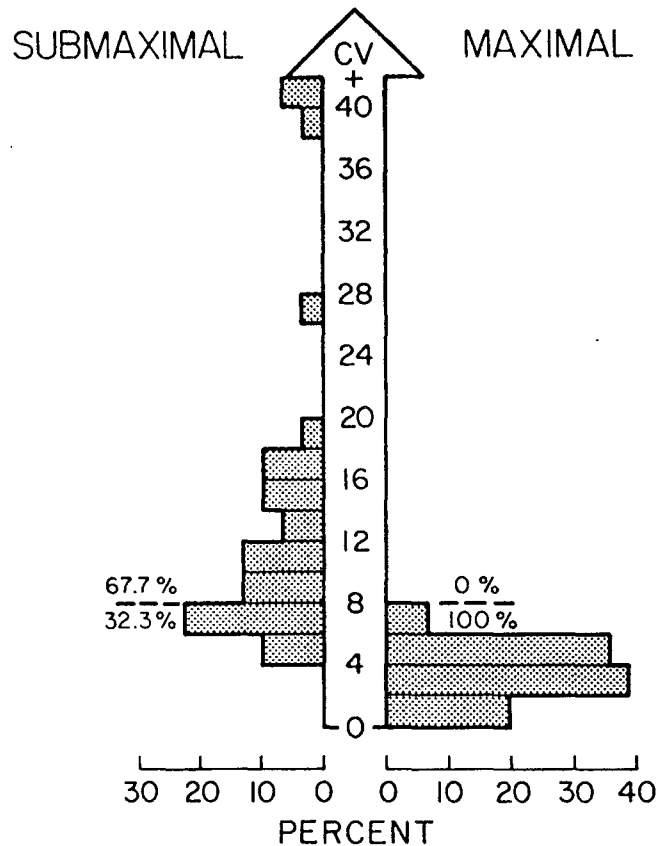


Figure 4 : comparaison des distributions des coefficients de variation (CV) lors d'efforts maximaux et sous maximaux

La force de préhension de la main est étudiée par Robinson et al [86] avec un dynamomètre Jamar™. Vingt neuf étudiants ont pour tâche de réaliser trois contractions maximales et sous maximales (50%) lors de deux séries distinctes.

Les coefficients de variation, calculés pour chaque sujet dans les deux conditions, indiquent qu'il existe une plus grande variabilité lors d'efforts sous maximaux.

Une valeur seuil correspondant à un coefficient de variation égal à 11 % permet de classer correctement 100 % des efforts maximaux, mais seulement 45 % des sous maximaux. Ce chiffre chute à 31 % si l'on augmente la valeur du seuil à 15 %.

Tout comme dans l'étude précédente, le coefficient de variation ne permet pas de différencier totalement les deux types d'effort alors que l'augmentation de la variabilité des performances lors de contractions sous maximales a une nouvelle fois été montrée.

En 1995, Hamilton Fairfax et al [43] évaluent dans une première expérience les coefficients de variation calculés à partir des valeurs obtenues lors d'efforts maximaux d'agrippement. Ils utilisent un dynamomètre Jamar™. Soixante trois volontaires, trente deux hommes et trente et une femmes, en bonne santé, exercent chacun, au niveau de chaque main, quatre séries de trois contractions maximales (correspondant aux positions 2, 3, 4 et 5 du dynamomètre). Cet exercice est répété à onze jours d'intervalle. Les auteurs sont donc en mesure de calculer seize coefficients de variation par sujet.

En les comparant aux valeurs seuils que Matheson et Niemeyer [73] avaient suggérées dans une étude précédente (10 % pour les hommes et 12 % pour les femmes), il apparaît que 35.5% des hommes et 40.6 % des femmes présentent au moins un coefficient de variation supérieur à ceux-ci. Les valeurs maximales sont respectivement de 17.62 % et 25.06 %.

De plus, les auteurs ont évalué la reproductibilité de la force de préhension et du coefficient de variation pour chacune des positions du dynamomètre. Pour celui-là, les coefficients de corrélation intra classe sont compris entre 0.964 et 0.975 alors que pour celui-ci ils varient entre - 0.024 et 0.417. La reproductibilité des coefficients de variation est donc nulle entre les deux sessions bien que celle des mesures (à partir desquelles ils sont calculés) soit excellente.

Dans une seconde expérience, ils évaluent les coefficients de variation calculés à partir des valeurs obtenues lors d'effort correspondant à 50% des possibilités maximales. Quarante volontaires, vingt six hommes et quatorze femmes, en bonne santé, exercent chacun, au niveau de chaque main, quatre séries de trois contractions. Seule la série en position 2 est répétée au niveau de la main dominante à sept jours d'intervalle. Au total, seulement cinq coefficients de variation sont calculés par sujet. La moyenne est de 8.82 % pour les hommes et de 10.44 % pour les femmes.

Le coefficient de corrélation intra classe entre les deux sessions, égal à 0.17, montre une très faible reproductibilité du coefficient de variation.

Les résultats de cette étude montrent que :

- les coefficients de variation sont plus élevés lors des efforts sous maximaux. Cependant, ils sont augmentés de façon significative uniquement dans les positions 2 et 3 mais pas dans les positions 4 et 5 comme le montre la figure 5.
- Quelque soit le niveau d'effort, ils sont plus grands pour les femmes.

- Leur reproductibilité entre deux sessions est quasiment nulle.
- Les faibles moyennes (8.82 % et 10.44 %) obtenues dans la seconde expérience ne permettent pas de dégager des valeurs seuils satisfaisantes.
- Le fait de tester les sujets lors de deux sessions n'apporte aucun avantage quant à la détermination des valeurs seuils.

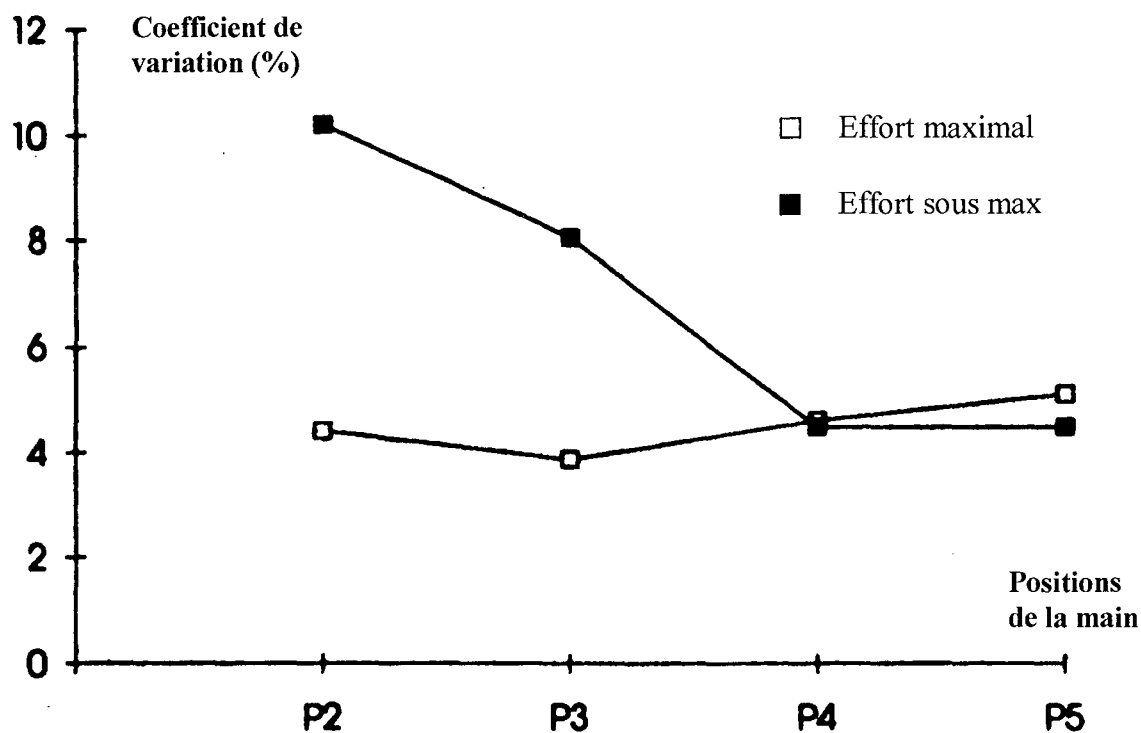


Figure 5 : comparaison des coefficients de variation pour quatre positions de la main du dynamomètre de Jamar lors d'efforts maximaux et sous maximaux

3.2 Etudes sur dynamomètres isotoniques

Robinson et al [87] proposent de comparer l'utilisation du coefficient de variation lors de contractions isométriques et isotoniques. Au regard des études précédentes, il est prévu que les efforts sous maximaux engendrent des variations plus importantes ; sans pour autant qu'ils puissent être distingués de façon précise grâce au coefficient de variation.

Le BTE Dynatrak™ permet de réaliser des évaluations isométriques et isotoniques d'extension du genou. Les calculs sont réalisés à partir des valeurs du moment de force moyen et de la vitesse.

Quinze volontaires, huit hommes et sept femmes, participent à l'étude. Trois répétitions sont mesurées dans chaque condition d'effort (100 % et 50 %).

En mode isométrique, les résultats confirment les attentes : les coefficients de variation sont significativement plus élevés lors des contractions sous maximales ; la valeur seuil (12 %) permet de classer correctement 100 % des efforts maximaux mais seulement 20 % des autres.

En mode isotonique, la valeur seuil de 10% permet de classer correctement 100 % des efforts maximaux et 73 % des sous maximaux. Ce qui revient à proposer une classification juste dans 87 % des cas.

Il apparaît donc que les évaluations isotoniques sont plus performantes que les évaluations isométriques dans ce but. On peut alors suggérer qu'il est moins facile de reproduire la même vitesse que la même force lors de contractions sous maximales.

Un autre type d'évaluation dynamique (la dynamométrie isocinétique) doit donc être étudié avant de conclure sur l'utilité du coefficient de variation dans l'identification d'efforts sous maximaux.

3.3 Etudes sur dynamomètres isocinétiques

En utilisant un dynamomètre isocinétique Cybex II, Bohannon et Smith [9] testent quarante sujets en bonne santé sur deux séries de quatre contractions (maximales et sous maximales) d'extension du genou à la vitesse de 60 °/s.

Les coefficients de variation sont calculés pour chaque individu dans chaque série. L'analyse statistique de variance montre une différence significative entre les deux séries. Les moyennes des coefficients de variation obtenues à 30 et 45 degrés de flexion varient du simple au double (12 % versus 5.8 % ; 14.6 % versus 6.1 %). Ceci confirme l'hypothèse selon laquelle la variabilité est supérieure lors d'efforts sous maximaux.

Cependant, les écarts types des coefficients de variation sont élevés (4 % et 9 %). Le coefficient de variation ainsi calculé ne constitue pas un paramètre suffisamment sensible. Il ne permet pas à lui seul, pour un individu, de classer le type d'effort pratiqué.

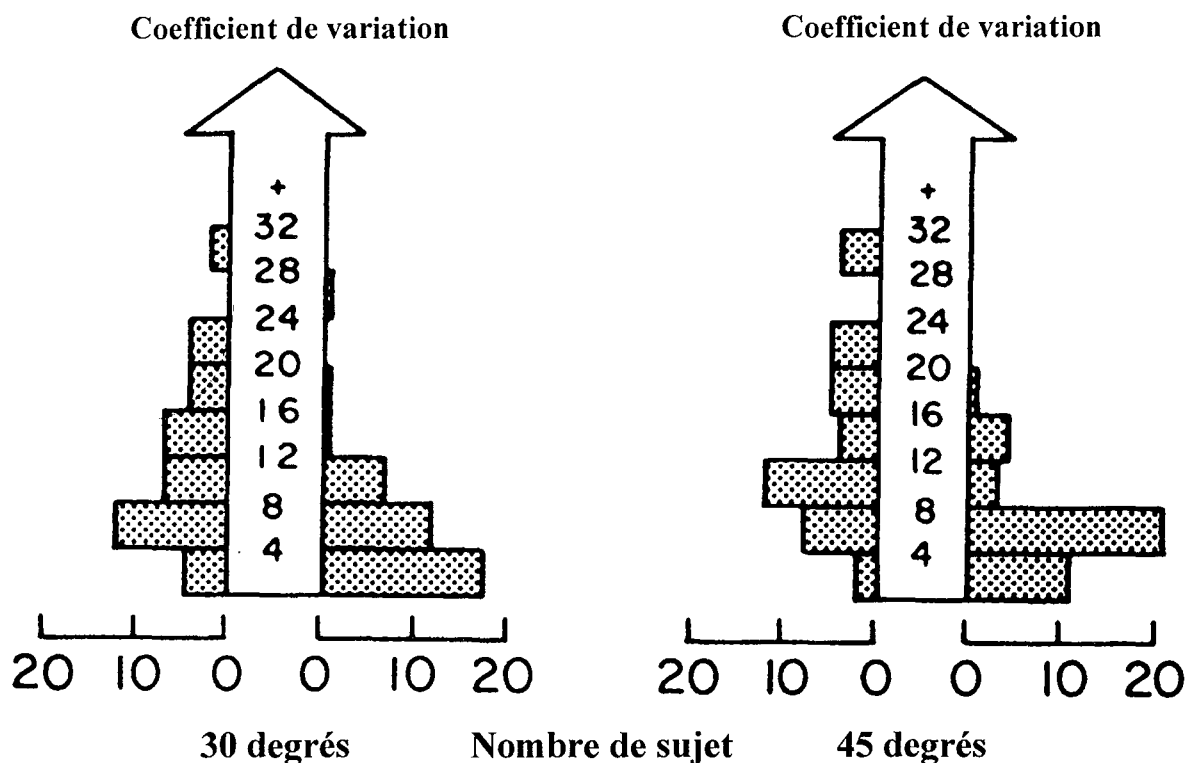


Figure 6 : comparaison des distributions des coefficients de variation (CV) lors d'efforts maximaux et sous maximaux. Pour chaque histogramme, la distribution représentée sur le coté gauche correspond aux efforts sous maximaux et celle représentée sur le coté droit correspond aux efforts maximaux.

Luoto et al [52] se demandent si le coefficient de variation peut permettre de distinguer un effort maximal d'un effort sous maximal lors d'un test d'évaluation isocinétique de flexion extension du tronc.

Contrairement aux études précédentes, le groupe étudié n'est pas constitué uniquement d'adulte en bonne santé. Sur trente cinq sujets, dix présentent des lombalgies modérées et treize des lombalgies chroniques sévères. Le test consiste en cinq contractions maximales suivies de cinq contractions supposées correspondre à la moitié de celles-ci.

Lors des efforts maximaux, les coefficients de variation diffèrent de façon significative entre les sujets en bonne santé et ceux porteurs d'une lombalgie chronique sévère. Dans le premier groupe les valeurs se situent aux alentours de 10 %. Lors des efforts sous maximaux, il n'y a pas de différence significative entre les coefficients de variation des trois groupes, leurs valeurs moyennes avoisinant les 20 %. Il est par ailleurs intéressant de remarquer que les moyennes du premier groupe lors d'un effort maximal et celles du troisième lors d'un effort sous maximal sont très proches, en flexion et en extension.

Les auteurs ont ensuite groupé les sujets en choisissant deux valeurs seuils : 10 % et 20 %

TABLEAU VI : REPARTITION DES COEFFICIENTS DE VARIATION DANS LES INTERVALLES DEFINIS PAR LES VALEURS SEUILS PRECITEES

(MAX : contractions maximales ; 50 % : contractions sous maximales)

	Flexion			Extension		
	< 10 %	11-20 %	> 20 %	< 10 %	11-20 %	>20 %
MAX	17 (49 %)	12 (34 %)	6 (17 %)	13 (37 %)	16 (46 %)	6 (17 %)
50 %	3 (9 %)	20 (57 %)	12 (34 %)	2 (6 %)	22 (63 %)	11 (31%)

Il apparaît que environ la moitié (46 % et 54 %) des coefficients de variation sont compris entre 11 % et 20 %. Cette fourchette intermédiaire est la plus importante ce qui suggère que le coefficient de variation n'est pas un critère particulièrement discriminant dans cette étude. De plus, 17 % des efforts sous maximaux montrent une variabilité importante (supérieure à 20 %). Seul un coefficient de variation inférieur à 10 % peut suggérer, sans l'affirmer, que l'exercice correspond à un effort maximal.

L'étude de Lin et al [65] propose d'étudier les valeurs des coefficients de variation du moment de force moyen et du coefficient de force maximum aux vitesses de 60°/sec et 180°/sec lors d'efforts maximaux et sous maximaux d'extension du genou. La pente de la courbe jusqu'au moment de force maximum est aussi calculée.

Les deux hypothèses sont : lors des efforts sous maximaux, les coefficients de variation sont plus élevés et la pente plus faible.

Les trente deux volontaires réalisent cinq répétitions à vitesse lente puis quinze à vitesse élevée. A titre de comparaison et au cours d'une autre session, les sujets réalisent cinq répétitions isométriques. Les résultats confirment les deux hypothèses précédemment émises.

la valeur seuil du coefficient de variation est déterminée de la façon suivante : aucun effort maximal ne devait être mal classé.

TABLEAU VII : VALEURS SEUILS DES COEFFICIENTS DE VARIATION DES MOMENTS MOYENS, DES COEFFICIENTS DE VARIATION DES MOMENTS MAXIMUM ET DE LA PENTE DE LA COURBE JUSQU'AU MOMENT DE FORCE MAXIMUM ; SELON LA VITESSE ANGULAIRE.

	CV moment moyen	CV moment max	pente
180° / sec	> 10 %	> 10 %	< 20.62 kg.m /s ²
60°/sec	> 19 %	> 16 %	< 18.27 kg.m /s ²
0° /sec	> 18 %	> 11 %	< 3 ;74 kg.m /s ²

Si l'on tient compte uniquement des valeurs des coefficients de variation du moment de force moyen, la valeur seuil égale à 10 % permet de classer correctement 75 % des efforts sous maximaux à 180° / sec, mais seulement 53 % à 60° / sec. Le fait de prendre aussi en compte les valeurs des coefficients de variation du moment de force maximum n'améliore que très légèrement les pourcentages. Par contre, ajouter comme valeur seuil 20.62 kg-m / sec² de pente permet de bien classer 84 % des efforts sous maximaux, aussi bien à 180° / sec qu'à 60° / sec.

Lors d'exercices isométriques, le meilleur taux de détection ne dépasse pas 44 %.

Dans cette étude, le coefficient de variation des moments de force moyens a été le plus discriminant et ce lors d'exercice à 180° / sec. Cependant, utilisé seul, il reste insuffisant. La combinaison de deux paramètres a permis de différencier de manière satisfaisante les deux niveaux d'effort.

La reproductibilité des coefficients de variation calculés à partir d'évaluations isocinétiques n'est étudiée et décrite que par Birmingham et al [5]. Trente et un hommes, jeunes et en bonne santé, réalisent deux séries composées chacune de trois contractions maximales et de trois contractions sous maximales d'extension du genou. Les deux séries se déroulent sur deux jours.

Les moment de force maximum sont utilisés pour calculer les coefficients de variation. Ceux-ci montrent qu'ils peuvent varier de plus ou moins 3.1 % chez un même individu d'un jour à l'autre.

Par ailleurs, il existe une superposition des distributions des deux types d'effort. Une valeur seuil égale à 8 % permettrait de ne bien classer que 95 % des efforts maximaux et 75 % des sous maximaux comme le montre la figure 4.

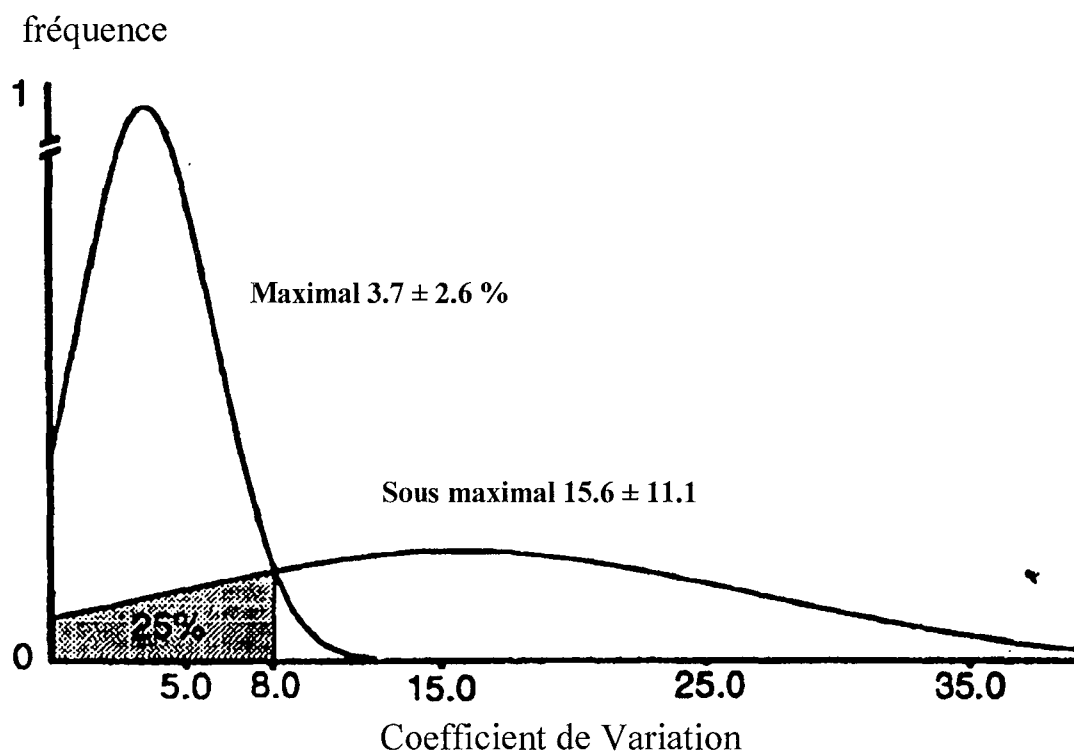


Figure 7 : Estimation de la distribution normale des fréquences des coefficients de variation lors de contractions maximales et sous maximale.

3.4 discussion

Proposer l'utilisation du coefficient de variation dans le but de distinguer un effort maximal d'un effort sous maximal, ou simulé plus faible, nécessite que se vérifient les conditions suivantes :

- Les paramètres mesurés lors des répétitions doivent être reproductibles lors d'un effort maximal.
- Les efforts sous maximaux ne peuvent pas induire des résultats constants.

- Le coefficient de variation est un outil statistique performant dont le calcul reflète la juste variabilité des efforts fournis.

Dans le chapitre précédent, nous avons montré que la dynamométrie isocinétique permet d'obtenir des paramètres reproductibles comme le moment de force maximum ; mais qu'il n'est pas possible de mesurer et de comparer cette reproductibilité en fonction de l'âge, du statut lésionnel [95], de l'exercice effectué. Ceci incite donc à rester prudent avant de conclure d'autant qu'un faible nombre d'études incluent des sujets pathologiques.

La première implication est que les coefficients de variations sont représentatifs seulement des sujets grâce auxquels ils ont été calculés ; La seconde est qu'il n'est pas possible d'extrapoler les résultats attendus pour un sujet à partir d'un second dont, par exemple, la pathologie diffère.

La reproductibilité des efforts sous maximaux n'a jamais été étudiée. Il est évident que l'évaluation de ceux-ci se fait systématiquement à partir des données fournies lors d'efforts maximaux et non l'inverse. Cette propriété, en dehors du cadre de notre étude, ne suscite que peu d'intérêts.

L'ensemble des études montre qu'il existe une différence significative entre les coefficients de variation obtenus lors d'efforts sous maximaux et ceux obtenus lors d'efforts maximaux.

Cette différence se caractérise par une plus grande variabilité des efforts sous maximaux.

Cette hypothèse se confirme donc et justifie les interrogations quant aux possibilités de l'utiliser comme moyen de discernement du niveau d'effort fourni [91].

Cependant il ne faut pas perdre de vue que l'objectif est de rechercher un outil permettant de juger des performances fournies par un seul individu et non pas de comparer deux populations. Pour cela il est nécessaire de définir les intervalles comprenant l'ensemble des valeurs des coefficients de variation mesurés lors d'un type d'effort.

Le problème que soulèvent toutes les études est que ces intervalles se superposent si bien que les valeurs appartenant à deux intervalles ne permettent pas de juger l'exercice qui les a produites. Comme le remarquent Bohannon et Smith [8], certains sujets présentent une

variabilité très faible (CV < 4 %) lors d'efforts sous maximaux et d'autres, une variabilité importante lors d'effort maximaux (CV > 16 %).

N'obtenant pas des intervalles séparés, les auteurs ont tenté de définir des valeurs qui permettraient, selon les priorités des auteurs, soit de bien classer le plus grand nombre de sujets, soit de ne jamais mal classer un effort maximal. Ces valeurs sont appelées valeurs seuils.

Aucune étude ne permet de trouver des valeurs seuils amenant à un taux de détection satisfaisant. De plus, les coefficients de variation pouvant varier d'une étude à l'autre si la population ou le protocole diffèrent, il en sera de même des valeurs seuils. La difficulté n'est pas de définir quelques valeurs, mais une pour chaque population étudiée.

Par exemple dans l'étude récente de Holmback et al [51] sur les extenseurs du pied, les moyennes des coefficients de variation des moments de force maximum augmentent de 6.4 % à 13.5 % lorsque la vitesse augmente de 30°/sec à 150°/sec ; dans celle de Madsen et Lauridsen [67] portant sur des femmes âgées de 68 à 88 ans ayant eu une fracture du col du fémur récente, les coefficients de variation varient aussi fortement selon les circonstances comme le montre le tableau VIII.

TABLEAU VIII : comparaison des valeurs des coefficients de variation obtenus à partir d'un membre lésé et de son controlatéral sain à différentes vitesses angulaires.

	Membre sain	Membre fracturé	Membre sain	Membre fracturé
	Extension genou	Extension genou	Flexion genou	Flexion genou
0°/s	7.6 (2.6-16.9)	10.9 (2.2-29.1)	10.8 (3.0-46.7)	13.0 (4.3-45.9)
30°/s	5.6 (1.1-18.3)	11.0 (1.2-26.5)	12.6 (0-36.3)	17.9 (3.5-45.5)
120°/s	10.1 (1.6-52.1)	14.6 (3.5-25.2)	11.7 (3.0-32.3)	31.0 (4.6-200.0)

Un coefficient de variation égal à 15 % lors de mouvements d'extension de la jambe correspond aussi bien à la moyenne de ceux obtenus lors d'efforts sous maximaux par une

population d'adultes jeunes [9] qu'à la moyenne de ceux obtenus par une population d'adultes jeunes mais présentant une polyarthrite rhumatoïde faisant de leur mieux [39]. Utiliser la même valeur seuil pour ces deux populations serait aberrant.

L'observation suivante illustre la difficulté de définir une valeur seuil :

Monsieur A est adressé au centre de réadaptation de Nancy pour un bilan isocinétique des extenseurs et fléchisseurs de la jambe gauche.

Ce patient , né en 1974, est victime d'un accident de la circulation en 1994. Il présente un traumatisme crânien avec perte de connaissance ainsi qu'une fracture comminutive du fémur gauche traitée par enclouage à ciel ouvert repris pour un cal trop long.

Trois ans plus tard, il consulte à nouveau son chirurgien pour des sensations de crampes musculaires et de déroboement du genou gauche. L'examen clinique retrouve une amyotrophie de la cuisse gauche dont le diamètre est diminué de 1.5 cm par rapport à la droite, s'accompagnant d'une diminution considérable de la force musculaire évaluée manuellement. La rééducation sur Orthotron visant à renforcer son quadriceps est arrêtée après 2 séances devant l'apparition de douleurs très importantes après les exercices et de crampes essentiellement nocturnes. La pommade Neuriplège® et les comprimés de Decramp® permettent la disparition provisoire des symptômes et après 3 semaines la rééducation est reprise. Après 15 séances, les douleurs réapparaissent à l'identique. Un bilan isocinétique est programmé 6 semaines plus tard.

L'examen clinique effectué ne montre pas de trouble de la marche. Le patient peut s'accroupir et se relever sans problème. Les membres inférieurs sont de même longueur. Le périmètre de la cuisse gauche est inférieur de 0.5 cm à celui de la cuisse droite, à 15 cm de la base de la rotule. La flexion-extension du genou est complète, il n'y a pas de laxité anormale genou verrouillé. Le genou n'est pas inflammatoire, il n'y a pas de signe du rabot. L'examen neurologique est sans particularité.

L'examen isocinétique a été réalisé avec un dynamomètre CYBEX NORM®.

Le protocole d'examen comprend en premier des étirements et un échauffement sur bicyclette ergométrique.

Le patient est ensuite positionné, le dossier du siège faisant un angle de 90° avec le plan de l'assise, le thorax, le bassin et la cuisse sont maintenus par des sangles. L'axe du

dynamomètre est aligné avec celui du genou. La longueur du levier est réglée pour que celui-ci appuie au niveau de la face antérieure de l'extrémité inférieure de la jambe.

Le membre sain est testé en premier.

Le patient effectue 4 essais, pour se familiariser avec l'appareil, l'intensité est croissante et maximale dans le dernier.

Les mesures débutent ensuite. Il est demandé au patient d'étendre et de fléchir alternativement le plus vite et le plus fort possible le genou. L'examineur l'encourage verbalement pendant toute la durée de l'effort. Le sujet peut voir ses performances qui s'affichent sur l'écran. Le test consiste en 4 flexions et extensions à vitesse lente (60°/s) et à vitesse rapide (180°/s).

Les résultats sont regroupés dans les tableaux IX et X :

TABLEAU IX : comparaison des moments de force maximum et des coefficients de variation entre le membre sain et le membre lésé lors des mouvements de flexion de la jambe.

	Membre droit (sain)		Membre gauche (lésé)	
	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Vitesse angulaire	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Moment maximum	116 Nm	88 Nm	74 Nm	48 Nm
CV	15 %	14 %	23 %	26 %

TABLEAU X : comparaison des moments de force maximum et des coefficients de variation entre le membre sain et le membre lésé lors des mouvements d'extension de la jambe.

	Membre droit (sain)		Membre gauche (lésé)	
	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Vitesse angulaire	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Moment maximum	219 Nm	142 Nm	151 Nm	113 Nm
CV	18 %	14 %	33 %	31 %

Pour les moments de force maximum, le déficit présenté par le membre lésé lors des mouvements de flexion est important puisqu'il est de 36 % à 60°/s et de 45 % à 180°/s. Il est légèrement moindre en extension mais reste supérieur à 20 %.

Les coefficients de variation sont tous inférieurs à 20 % du coté sain et tous supérieurs à 20 % du coté lésé. Cette différence ne peut être attribuée à un mauvais apprentissage, le patient ayant bénéficié d'une rééducation sur exerciceur isocinétique. Il n'a pas décrit non plus de douleurs spécifiques au moment du test. On ne peut cependant pas affirmer que la qualité de la participation du sujet n'est pas bonne. L'existence d'une pathologie explique-t-elle à elle seule l'augmentation des valeurs des CV [1]? Il n'existe pas de réponse dans la littérature.

Les valeurs seuils habituellement proposées sont comprises entre 10 % et 15 %. Dans notre exemple, l'effort serait considéré comme sous maximal pour les 2 jambes. Choisir 20 % comme valeur seuil est complètement arbitraire et revient à fabriquer un outil pour appuyer nos suppositions.

De la même façon que le coefficient de corrélation intraclass par son mode de calcul peut induire des difficultés dans l'évaluation de la reproductibilité, la stabilité des coefficients de variation peut être affectée lorsqu'ils sont calculés à partir d'un nombre limité de répétitions [6]. Ce qui est le cas dans la plupart des études où ils sont généralement calculés sur 3 ou 4 données, ce qui est faible.

Hamilton et al [43] ont étudié leur reproductibilité : les coefficients de corrélation intraclass calculés varient entre - 0.024 et 0.417. La reproductibilité des coefficients de variation est donc nulle entre les deux sessions bien que celle des mesures (à partir desquelles ils sont calculés) soit excellente. Birmingham et al dans une étude en dynamométrie isocinétique montrent qu'ils pouvaient varier de plus ou moins 3.1 % chez un même individu d'un jour à l'autre.

Par ailleurs, on ne peut être certain que lorsque les forces développées sont faibles, les déviations standards diminuent de façon strictement proportionnelle aux moyennes ce qui tendrait à augmenter les coefficients de variation.

Même si les évaluations dynamiques, isocinétiques ou isotoniques, permettent d'obtenir de meilleurs taux de détection que les évaluations statiques chez des sujets sains, l'utilisation isolée du coefficient de variation ne permet pas d'évaluer le degré d'effort. Cela est d'autant plus vrai pour les patients présentant une pathologie.

L'utilisation de plusieurs critères comme l'ont réalisé Lin et al [65] est certainement un moyen pour obtenir de meilleurs résultats. Mais cela nécessite qu'un nombre conséquent

d'études soit réalisées avec des patients présentant les pathologies les plus souvent rencontrées dans ce type d'évaluation.

Cela nécessite aussi que les différents expérimentateurs adoptent des protocoles identiques, comprenant notamment un nombre suffisant de répétitions afin d'obtenir une stabilité des coefficients de variation, mais aussi les critères indispensables à la bonne reproductibilité des mesures que sont l'échauffement, la familiarisation avec l'appareil, le soin apporté à l'alignement des axes de rotations du sujet et de la machine.

Parmi ces critères, la familiarisation avec l'appareil est le plus délicat à apprécier. L'observation suivante en témoigne :

Monsieur B, 55 ans, est adressé pour un bilan isocinétique des extenseurs et des fléchisseurs de la jambe droite devant la persistance de troubles de la marche et de douleurs du membre inférieur droit 6 mois après une ménisectomie interne totale dans un contexte d'accident du travail.

Ce patient ne présente pas d'antécédent médico-chirurgical. Il est maçon et travaille en intérim.

L'histoire de la maladie débute par une chute sur son lieu de travail entraînant une fracture du ménisque interne droit. Une ménisectomie est réalisée 8 mois plus tard. Dans les suites opératoires, le patient se plaint de douleurs résiduelles sur le compartiment interne. Devant l'aggravation de la symptomatologie une IRM est effectuée mais ne décèle pas d'anomalie. Monsieur B revoit son chirurgien 2 mois plus tard, celui-ci suspecte une algodystrophie et entreprend un traitement par Cibacalcine® qui est sans effet. Le patient est en arrêt de travail depuis l'opération.

Lors de l'examen clinique, le patient se plaint de douleurs au niveau du compartiment interne du genou, des tendons, des muscles de la patte d'oie et à la face postérieure du genou avec des irradiations dans le mollet. La marche est difficile avec une mauvaise utilisation des possibilités de flexion du genou. Les accroupissements se font jusqu'à mi hauteur. Le périmètre de la cuisse droite est inférieur de 1 cm à celui de la cuisse gauche, à 10cm du bord supérieur de la rotule. Les amplitudes du genou en flexion extension sont à 130-0-0 en actif, il n'existe pas de laxité articulaire. Le genou est légèrement gonflé mais sans choc rotulien. La mobilisation de la rotule est douloureuse.

La scintigraphie osseuse réalisée peu avant est normale.

L'examen isocinétique a été réalisé en utilisant le même protocole que précédemment mais avec un examinateur différent.

Celui-ci rapporte de grosses difficultés de compréhension de la part du patient, particulièrement du côté lésé où la vitesse rapide est à peine atteinte et tenue sur une faible amplitude. Les résultats sont regroupés dans les tableaux XI et XII.

TABLEAU XI : comparaison des moments de force maximum et des coefficients de variation entre le membre sain et le membre lésé lors des mouvements de flexion de la jambe.

	Membre gauche (sain)		Membre droit (lésé)	
	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Vitesse angulaire	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Moment maximum	80 Nm	39 Nm	46 Nm	9 Nm
CV	19 %	22 %	45 %	66 %

TABLEAU XII : comparaison des moments de force maximum et des coefficients de variation entre le membre sain et le membre lésé lors des mouvements d'extension de la jambe.

	Membre gauche (sain)		Membre droit (lésé)	
	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Vitesse angulaire	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Moment maximum	130 Nm	54 Nm	27 Nm	4 Nm
CV	22 %	31 %	38 %	88 %

L'effort du côté lésé n'a pas été maximal. Les moments de force obtenus sont incompatibles avec la clinique. Le patient affirme ne pas comprendre l'exercice qui lui est demandé. L'effort n'a donc certainement pas été maximal du côté sain pour les mêmes raisons, les CV étant néanmoins proches de 20 % lors des flexions. Ces mêmes valeurs dans un contexte différents sont difficilement interprétables.

Les CV sont plus élevés pour les vitesses rapides, ce qui est compatible avec une plus grande difficulté de réalisation.

La mauvaise compréhension de l'exercice doit toujours être envisagée par l'examineur et peut constituer un argument pour le patient devant l'obtention de mauvais résultats. **Aussi, nous pensons que les évaluations de la variabilité des mesures ne peut avoir un intérêt que si elles sont effectuées avec des patients ayant bénéficiés au préalable de séances de rééducation sur ce type d'appareil.** En effet, la familiarisation avec un dynamomètre isocinétique est très difficile au cours d'une séance unique.

IV. Etude de la superposition des courbes

Lorsqu'un sujet effectue une contraction musculaire sur un dynamomètre isocinétique, les moments de force sont représentés sous la forme d'une courbe. Les courbes obtenues lors des répétitions se superposent, les efforts étant reproductibles [18].

L'analyse des graphes permet de déceler des incidents que les paramètres chiffrés peuvent ne pas mettre en évidence [48]. Certains auteurs se sont donc demandés si cela permettrait de différencier les efforts maximaux et sous maximaux.

4.1 Méthodes

Hazard et al [47] ont demandé à trente hommes et femmes, sans antécédents particuliers, de réaliser quatre flexions extensions du tronc à trois vitesses différentes (30°/sec, 60°/sec et 150°/sec) sur une amplitude de 80°. Les quatre répétitions permettent d'obtenir quatre courbes. Les sujets doivent effectuer cet exercice en fournissant un effort maximal et un autre correspondant à 50 % de celui-ci dans un ordre préalablement randomisé.

Les auteurs veulent dans un premier temps vérifier l'hypothèse selon laquelle un effort maximal engendre des courbes identiques et un effort sous maximal des courbes variables. Le moyen consiste en une évaluation visuelle de l'ensemble des courbes.

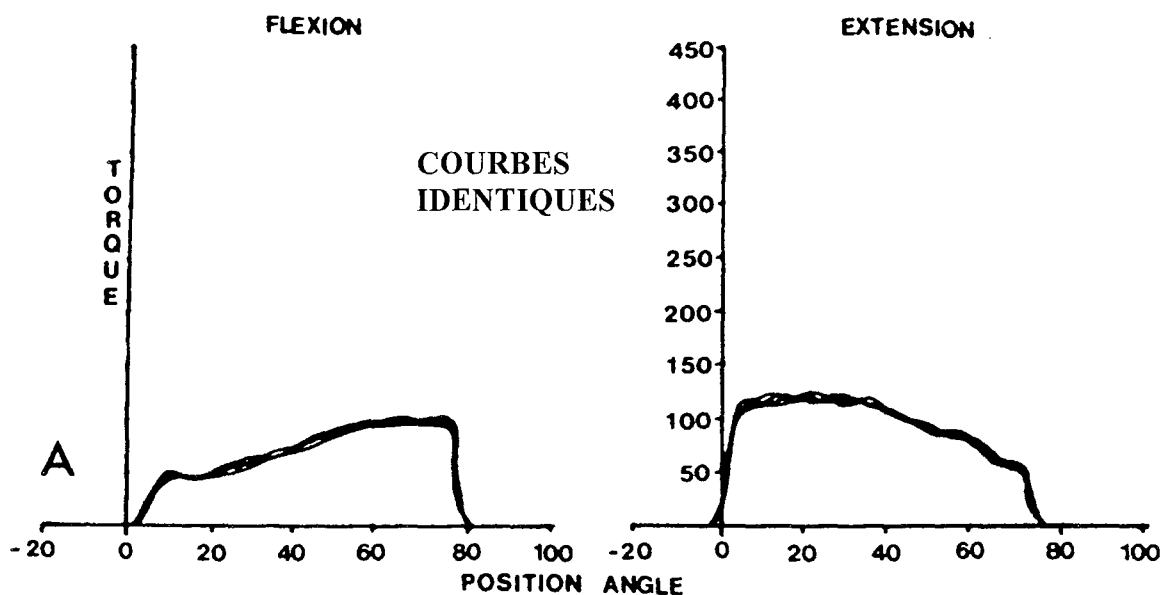


Figure 8 : exemples de classification des courbes

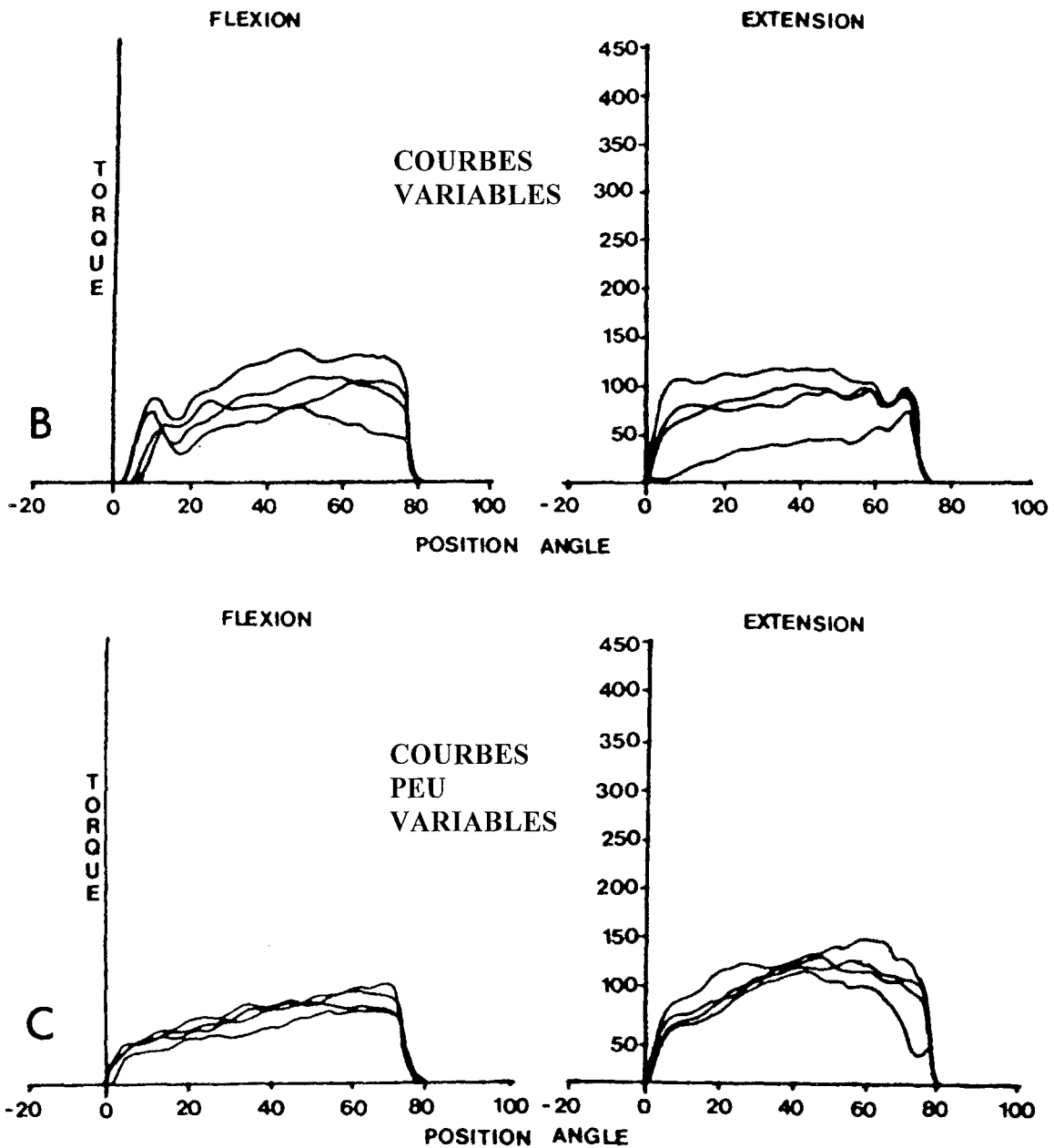


Figure 9 : exemples de classification des courbes

Cette évaluation est réalisée par un jury de cinq personnes ayant l'habitude d'utiliser ce dynamomètre (Cybex TEF). Un score de 1, 2 ou 3 est attribué selon que les courbes sont jugées respectivement identiques, peu variables ou variables.

Les données obtenues lors des contractions à 150°/sec ne sont pas retenues en raison de la trop faible amplitude des graphes.

L'évaluation visuelle permet de définir une corrélation significative entre d'un côté les efforts maximaux et les courbes « identiques » et de l'autre côté entre les efforts sous maximaux et

les courbes « variables ». Cependant, comme le montre le tableau IX, 28% des évaluations correspondent à la cotation intermédiaire. Si l'on désire ne pas mal classer les efforts maximaux, 46% des sous maximaux le seront. Cette évaluation utilisée seule n'est donc pas satisfaisante.

TABLEAU IX : REPARTITION DES EVALUATIONS VISUELLES DES COURBES LORS DES EFFORTS MAXIMAUX ET SOUS MAXIMAUX.

	Identiques	peu variables	variables
Effort 100 %	80 %	20 %	0 %
Effort 50%	10 %	36 %	54 %

Dans cette étude, les auteurs analysent les paramètres suivant :

- Différence maximale entre les moments de force maximum (D MFM)
- Différence maximale entre les courbes à n'importe quelle angle (D A).

L'étude statistique met en évidence une différence significative entre les efforts à 100 % et 50% pour ces deux paramètres. Des valeurs seuils sont calculées permettant de classer correctement 81 % des sujets pour D MFM et 80 % pour D A.

Hazard et al analysent ensuite les paramètres précédents en les associant aux scores obtenus lors de l'évaluation visuelle. La combinaison des deux tests permet d'augmenter la précision de l'évaluation en obtenant 90 % et 87 % de sujets bien classer pour D MFM et D A.

Une évaluation semblable est réalisée pour des efforts de soulèvement. La combinaison des deux tests permet d'obtenir une classification correcte pour 79 % et 92 % des sujets pour D MFM et D A.

4.2 Discussion

L'évaluation visuelle présente les limites suivantes :

- **Les courbes dont les amplitudes sont trop faibles ne peuvent être évaluer correctement.** Or les moments de force les plus faibles sont fournis par les sujets présentant une pathologie.

- **L'évaluation visuelle dépend obligatoirement de l'examineur.** Bien que les cinq examinateurs aient l'habitude de travailler ensemble sur le même matériel, il existe une variation importante des résultats.

Ces résultats montrent que la cotation intermédiaire représente 28 % des évaluations et que 10% des efforts sous maximaux produisent des courbes identiques comme l'exemple fourni par la figure 10. Par ailleurs aucun effort maximal ne conduit à l'obtention de courbes variables.

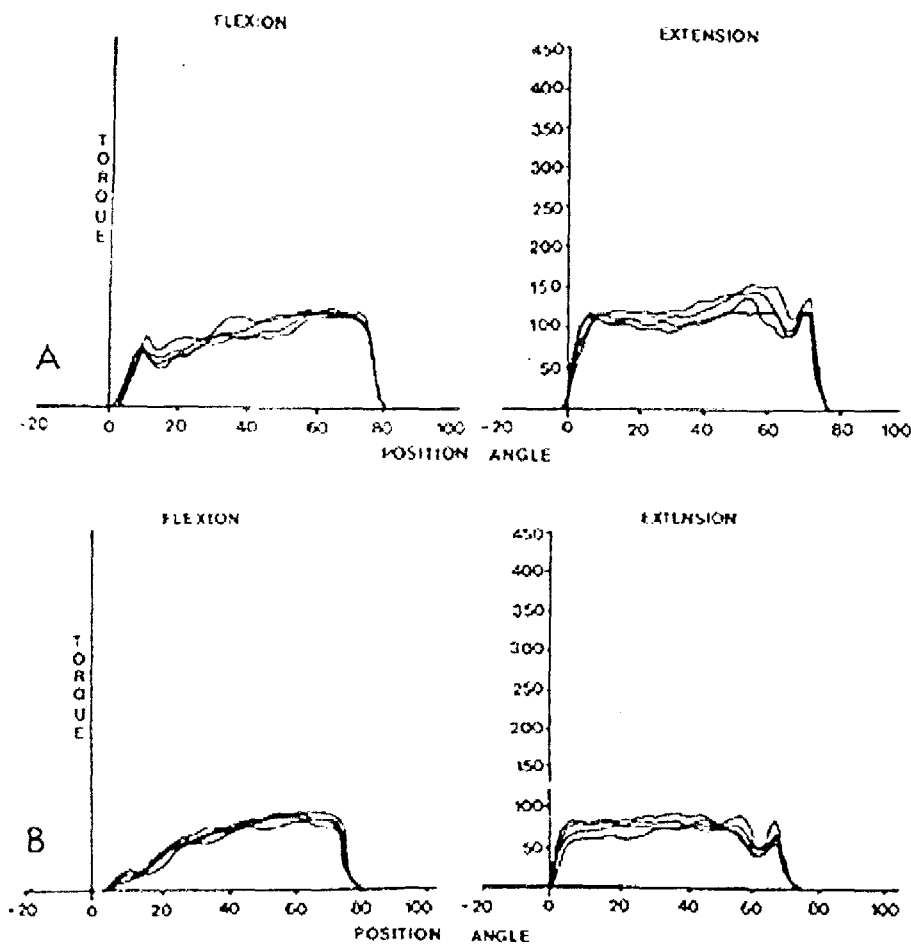


Figure 10 : A, courbes obtenues lors d'efforts maximaux de flexion extension du tronc.
B, courbes obtenues lors d'efforts sous maximaux de flexion extension du tronc

Les limites de l'évaluation visuelle sont illustrées dans l'observation suivante :

Madame C est adressée pour un bilan isocinétique des extenseurs et fléchisseurs de la jambe gauche au mois de mars 2000.

Cette patiente, née en 1949, ne présente pas d'antécédent médico-chirurgical.

L'histoire de la maladie débute par une lésion méniscale du genou gauche opérée sous arthroscopie en décembre 1998. Les suites opératoires ont été marquées par l'apparition d'une algodystrophie traitée par Cibacalcine®. La patiente a ensuite bénéficié d'une cure thermale en juillet 1999. L'évolution est relativement satisfaisante, le périmètre de marche est d'1/2 heure environ.

L'examen clinique ne montre pas de trouble de la marche ni d'amyotrophie. Il n'existe pas de signe d'algodystrophie. La patiente se plaint d'une faiblesse musculaire et de douleurs occasionnelles.

L'examen isocinétique a été réalisé en utilisant le même protocole que pour messieurs A et B. Les résultats sont regroupés dans les tableaux XIII et XIV :

TABLEAU XIII : comparaison des moments de force maximum et des coefficients de variation entre le membre sain et le membre lésé lors des mouvements de flexion de la jambe.

	Membre droit (sain)		Membre gauche (lésé)	
	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Moment max	57 Nm	42 Nm	34 Nm	18 Nm
CV	18 %	30 %	33 %	36 %

TABLEAU XIV : comparaison des moments de force maximum et des coefficients de variation entre le membre sain et le membre lésé lors des mouvements d'extension de la jambe.

	Membre droit (sain)		Membre gauche (lésé)	
	60°/s	180°/s	60°/s	180°/s
Moment max	97 Nm	70 Nm	56 Nm	36 Nm
CV	22 %	23 %	36 %	46 %

Les courbes obtenues sont représentées ci-dessous dans les figures 11 et 12.

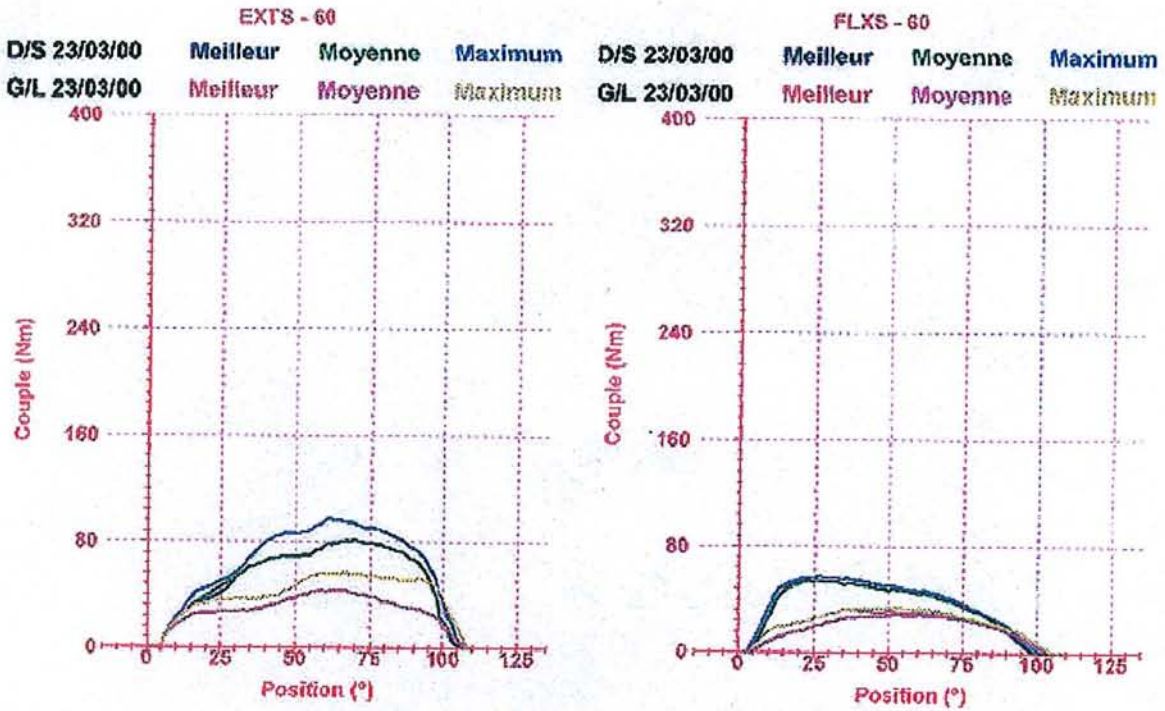


Figure 11 : courbes obtenues lors des mouvements d'extension et de flexion des genoux sain et lésé à la vitesse angulaire de 60°/s.

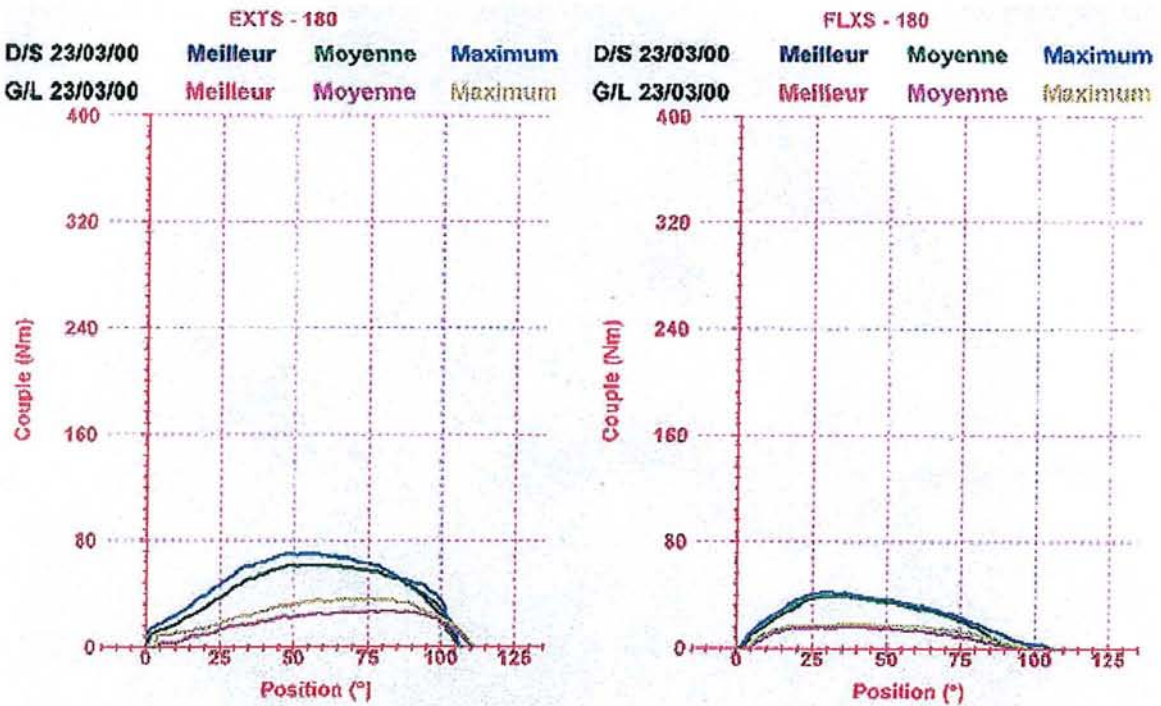


Figure 12 : courbes obtenues lors des mouvements d'extension et de flexion des genoux sain et lésé à la vitesse angulaire de 180°/s.

Le dynamomètre de dernière génération ne reproduit pas les tracés correspondant à toutes les répétitions mais seulement ceux correspondant à leurs moyenne et maximum.

Les courbes permettent de voir rapidement qu'il existe un déficit du côté lésé par rapport au côté sain.

Nous avons classer, aussi bien pour le membre lésé que pour le membre sain, variables les courbes obtenues lors des extensions à 60°/s ; peu variables les courbes obtenues lors des extensions à 180°/s et identiques les courbes obtenues lors des flexions à 60°/s et 180°/s.

Les faibles amplitudes gênent l'évaluation. Ceci est exemplaire lors des flexions du membre lésé pour lesquelles les courbes nous apparaissent identiques alors que les CV calculés (33 % et 36 %) sont supérieurs à ceux calculés lors des extensions du membre sain (22 % et 23 %) dont les courbes nous apparaissent variables.

Comme dans le chapitre précédent, l'association d'un autre critère à celui étudié, par exemple la différence maximale entre les moments de force maximum (D MFM), permet d'obtenir des résultats satisfaisants.

Cependant d'autres études sont nécessaires pour confirmer ces résultats. Elles doivent entre autre, inclure des sujets présentant des pathologies.

V. Etude de la différence entre les rapports excentrique/ concentrique à différentes vitesses angulaires

Selon Dvir [30] , la variabilité des forces exercées dans un mode de contraction dynamique, excentrique ou concentrique, semble insuffisante pour différencier les efforts maximaux des efforts sous maximaux. Nombres de sujets arrivent en effet à reproduire assez fidèlement un effort relatif.

Aussi se propose-t-il de rechercher les différences apparaissant lors des deux modes de contractions concentriques et excentriques et ce à deux vitesses angulaires différentes.

5.1 Particularités des contractions musculaires excentriques

5.1.1 Physiologie

Le travail musculaire excentrique est caractérisé par un étirement du complexe musculo-tendineux en même temps que s'effectue la mise en tension. C'est pourquoi il est aussi appelé travail freinateur, travail négatif ou réponse musculaire.

La consommation d'oxygène lors d'un travail excentrique est trois fois plus faible que lors d'un travail concentrique équivalent. Cette différence peut s'expliquer par une diminution globale du besoin énergétique - une partie de la charge de travail étant prise en charge par les composantes élastiques -, par une utilisation plus conséquente de la voie anaérobie par les fibres rapides, par un fonctionnement plus efficace des éléments contractiles.

Ce besoin moindre en oxygène permet au sujet qui effectue un exercice isocinétique de ne pas être limité par ses capacités cardio-respiratoires. Inversement la pratique de ce type d'exercice n'améliore pas la VO2 Max.

Par ailleurs, la force excentrique d'un muscle est supérieure à la force concentrique. Du fait de la tension produite par l'allongement du muscle, l'obtention d'un couple de force nécessitera l'utilisation d'un nombre moins important de fibres musculaires. Outre l'apport des éléments élastiques, certains auteurs suggèrent un meilleur fonctionnement des ponts d'actine-myosine. Les différentes études mettent en évidence un rapport « forces maximales excentriques / forces maximales concentriques » compris généralement entre 1.5 et 2. Ces valeurs ne sont données qu'à titre d'exemple.

A l'inverse des résultats constatés lors des contractions concentriques, la force développée lors des exercices excentriques augmente avec la vitesse. Ceci est vérifié pour les vitesses relativement faible, mais le rapport force vitesse n'est pas clairement défini pour les vitesses élevées.

Le recrutement d'unités motrices pendant l'activité excentrique s'effectue prioritairement sur les fibres rapides de type II.

Nardone et Shiepati [77] montrent au niveau du triceps sural que l'activité EMG diffère de façon significative en fonction du mode contractile obtenu en exerçant soit une extension isotonique concentrique, soit une flexion contre résistance conduisant à un allongement du muscle. Chez certains sujets, ils observent au début de l'activité excentrique un brutal « dérecrutement » au niveau du soléaire alors qu'il existe un recrutement important et durable au niveau du jumeau externe. Chez d'autres sujets, le soléaire demeure actif pendant l'activité excentrique et le recrutement du jumeau externe est moins important. Ces deux types d'activation excentrique du triceps sural correspondent aux différentes caractéristiques biomécaniques du soléaire. Lorsque celui-ci présente un temps de relaxation long, le jumeau latéral est activé préférentiellement.

Plus tard, ces mêmes auteurs [76] ont cherché à classer les unités motrices en fonction de la phase pendant laquelle elles sont actives. Ils ont pu isoler des unités S (shortening) actives lors des contractions concentriques et isométriques et des unités L (lengthening) actives lors des contractions excentriques et isométriques. Les amplitudes des potentiels d'action de ces dernières sont les plus grandes. Les unités L sont activées par une stimulation électrique des fibres nerveuses, les vitesses de conduction sont parmi les plus élevées des motoneurones alpha.

5.1.2 Contrôle neurologique

Même si l'ensemble du mécanisme neurologique de l'exercice excentrique n'est pas bien compris, il existe quelques spécificités qui le différencient du concentrique.

Le système nerveux central intervient de façon spécifique lors du « claps knife reflex » décrit par Patton. Lorsque l'étirement musculaire est maximal, il se produit une chute brutale de la force afin de protéger au mieux le complexe musculo-tendineux.

Les mécanorécepteurs jouent un rôle important dans le contrôle de la tension de la fibre musculaire. Leur activité est nettement plus importante que lors de contractions concentriques.

Des modifications de la visco-élasticité sous la dépendance des organes de Golgi constituent un autre moyen de contrôle neuromusculaire.

5.1.3 Application à l'évaluation du degré d'effort

Des différences entre les contractions excentriques et concentriques apparaissent dans les moyens utilisés par l'organisme pour les mettre en œuvre, pour les contrôler et dans les performances obtenues. Aussi, l'effort est-il perçu de la même façon ?

Dès 1976, Johnson et al [53] comparent les effets d'entraînements musculaires concentriques et excentriques isotoniques. Les mouvements concentriques se font contre une résistance égale à 80 % du maximum sur 1 répétition (1 RM), les excentriques contre une force égale à 120 % de 1 RM. Outre le fait que les gains de force ne varient pas significativement d'une condition à l'autre, les évaluations subjectives par les sujets montrent que les exercices excentriques sont plus facile à réaliser que les concentriques. Le fait de ne pas pouvoir calculer la force maximale excentrique à partir de celle mesurée en concentrique ne permet pas de juger du niveau d'effort produit. Dans cette étude, les exercices excentriques sont plus facile à réaliser parce qu'il correspondent peut être à un degré d'effort proportionnellement moins important.

Un besoin moindre en apport d'oxygène et la possibilité de développer plus facilement des forces équivalentes (avec une activité EMG réduite) pourraient améliorer la perception de l'effort par le sujet. A l'inverse la plus grande tension et le rôle accru des mécanorécepteurs pourraient avoir des conséquences opposées.

Lors des exercices isocinétiques, les myalgies présentent aux faibles vitesses rendent l'évaluation difficile. Les vitesses élevées, mieux supportées au moment de l'évaluation, exposent le sujet à des lésions musculo-tendineuses surtout si celui-ci n'est pas entraîné.

5.2 Présentation des travaux

En 1996, Dvir et David [30] utilisent un nouveau protocole afin de différencier les efforts sous maximaux des efforts maximaux. Pour cela, ils demandent à seize volontaires, sans antécédents particuliers, de réaliser quatre paires de contractions concentriques et excentriques à 30°/sec et 180°/sec d'extension des deux genoux lors des trois conditions suivantes : la première sert de référence ; les sujets doivent effectuer un effort maximal (**MAX**). Lors de la seconde, ils doivent effectuer un effort correspondant à 50 % du premier (**50%MAX**). Lors de la troisième, ils doivent effectuer l'effort sous maximal qu'ils pensent le plus facilement reproductible (**BREP**).

Les moments de force moyens sont obtenus à partir des forces mesurées sur toute l'amplitude articulaire (80 degrés) et servent de base aux calculs des déviations standards et des coefficients de variation.

Ensuite, les auteurs divisent les moments de force excentriques par les concentriques. Les rapports E/C obtenus permettent de définir un nouveau paramètre : **DEC** correspondant à la différence entre les rapports E/C à haute et à basse vitesses.

En ce qui concerne les coefficients de variation, en mode excentrique à 180°/ sec, il existe un chevauchement des résultats puisque dans la condition MAX ils sont compris entre 4.8 % et 7.5 %, dans la condition 50%MAX entre 7.1 % et 11.4 % et dans la condition BREP entre 6.6 % et 13.2 %. Ces résultats sont comparables à ceux d'études précédentes. La meilleure valeur seuil semble être 7.5 %. Elle permet de classer correctement 100 % des MAX, mais le pourcentage des sous maximales n'apparaît pas dans l'étude.

Les valeurs des moments de force obtenues dans les deux conditions sous maximales sont comparables, en respectant le mode et la vitesse articulaire. Cependant il existe une différence significative entre les contractions excentriques et concentriques. En effet, si les moments de force moyens lors des efforts sous maximaux avoisinent la moitié de ceux mesurés lors d'efforts maximaux en mode concentrique, ils montrent une plus grande variabilité en mode excentrique comme le montre le tableau XV.

TABLEAU XV : VALEURS DES MOMENTS DE FORCE MOYENS DANS LES CONDITIONS « 50%MAX » ET « BREP » RAPPORTES AUX MOMENTS DE FORCE MOYENS DANS LES CONDITIONS « MAX » OBTENUES LORS DES CONTRACTIONS CONCENTRIQUES ET LORS DES CONTRACTIONS EXCENTRIQUES. (DEVIATION STANDARD)

Vitesse angulaire	Moment moyen	concentrique	excentrique
30°/s	50%MAX / MAX	0.49 (0.10)	0.42 (0.10)
30°/s	BREP / MAX	0.51 (0.15)	0.41 (0.15)
180°/s	50%MAX / MAX	0.48 (0.12)	0.56 (0.12)
180°/s	BREP / MAX	0.49 (0.17)	0.55 (0.19)

Lorsque la vitesse angulaire est élevée, les contractions excentriques diminuent proportionnellement de façon moindre que les concentriques. Lorsque la vitesse angulaire est faible, l'inverse se réalise.

Par voie de conséquence, comparés aux résultats obtenus lors des contractions MAX, les rapports E/C dans les conditions 50%MAX et BREP sont supérieurs lorsque la vitesse angulaire est élevée (180°/sec) et inférieurs lorsque celle-ci est faible (30°/sec). Ces différences sont alors cumulées si l'on calcule les DEC.

Il existe une différence hautement significative entre les trois conditions. Les moyennes des DEC sont récapitulées dans le tableau XVI.

TABLEAU XVI : MOYENNES DES DEC CALCULES DANS LES 3 CONDITIONS. (DEVIATION STANDARD).

	MAX	50%MAX	BREP
Droit	0.35 (0.23)	0.81 (0.43)	0.78 (0.41)
Gauche	0.42 (0.29)	0.83 (0.40)	0.90 (0.83)

Pour que ce nouveau protocole puisse servir à différencier un effort sous maximal il est nécessaire que le DEC obtenu puisse être comparé à une valeur seuil. Selon les auteurs, un

DEC supérieur à 1.02 serait suffisant pour affirmer, avec un intervalle de confiance de 95 %, que les efforts d'extension du genou sont sous maximaux.

Par ailleurs, l'obtention d'une valeur seuil relativement élevée est en partie induite par le petit nombre de sujets étudiés.

En comparaison et avec le même intervalle de confiance, la valeur seuil pour le coefficient de variation serait égale à 25 %. Cette valeur est jugée inacceptable par les auteurs.

Ceux-ci constatent les applications potentielles de cette étude et proposent la réalisation de nouvelles études afin d'en approfondir les caractéristiques et d'évaluer d'autres groupes musculaires.

Dvir reproduit ainsi un protocole semblable pour étudier les efforts d'extension du tronc [29]. Il a demandé à vingt volontaires, sans antécédents particuliers, de réaliser quatre paires de contractions concentriques et excentriques à 20°/sec et 60°/sec d'extension du tronc lors des trois conditions utilisées dans l'étude précédente.

Les résultats montrent une différence significative entre les contractions excentriques et concentriques lorsque la vitesse est élevée. A cette vitesse, les moments de force moyens lors des efforts sous maximaux diminuent proportionnellement de façon moindre en mode excentrique comme le montre le tableau XVII.

TABLEAU XVII : VALEURS DES MOMENTS DE FORCE MOYENS DANS LES CONDITIONS « 50%MAX » ET « BREP » RAPPORTES AUX MOMENTS DE FORCE MOYENS DANS LES CONDITIONS « MAX » OBTENUES LORS DES CONTRACTIONS CONCENTRIQUES ET LORS DES CONTRACTIONS EXCENTRIQUES. (DEVIATION STANDARD)

Vitesse angulaire	Moment moyen	concentrique	excentrique
20°/s	50%MAX / MAX	0.42 (0.18)	0.42 (0.17)
20°/s	BREP / MAX	0.41 (0.13)	0.40 (0.11)
60°/s	50%MAX / MAX	0.38 (0.16)	0.52 (0.16)
60°/s	BREP / MAX	0.33 (0.16)	0.51 (0.11)

De ce fait, comparés aux résultats obtenus lors des contractions MAX, les rapports E/C dans les conditions 50%MAX et BREP sont supérieurs lorsque la vitesse angulaire est élevée (60°/sec).

L'analyse statistique des DEC met de nouveau en évidence qu'il existe une différence hautement significative entre les trois conditions. Les moyennes des DEC sont récapitulées dans le tableau XVIII.

TABLEAU XVIII : MOYENNES DES DEC CALCULES DANS LES 3 CONDITIONS.
(DEVIATION STANDARD)

MAX	50%MAX	BREP
0.21	0.85	1.23

Un DEC supérieur à 1.01 est suffisant pour affirmer, avec un intervalle de confiance de 95 %, que les efforts d'extension du tronc sont sous maximaux.

Dvir s'est ensuite posé la question de l'influence de l'amplitude articulaire sur le pouvoir discriminant des DEC [27]. Il a demandé à quinze droitiers, sans antécédents particuliers, de réaliser quatre paires de contractions concentriques et excentriques à 20°/sec et 60°/sec de flexion du coude droit lors des deux conditions MAX et BREP. Deux amplitudes articulaires sont utilisées : 60° entre 20° et 80° ; 30° entre 20° et 50°. L'ordre dans lequel celles-ci sont réalisées a été randomisé.

Les résultats des DEC mettent en évidence une différence significative entre les conditions MAX et BREP. L'utilisation d'une amplitude articulaire réduite permet l'obtention d'une valeur seuil plus petite comme le montre le tableau XIX.

TABLEAU XIX : COMPARAISON DES MOYENNES DES DEC ET DES VALEURS SEUILS CALCULES A PARTIR DES VALEURS OBTENUES LORS DE CONTRACTIONS REALISEES SUR DEUX AMPLITUDES DIFFERENTES. (DEVIATION STANDARD)

Amplitude articulaire	MAX	BREP	Valeur seuil (p=0.95)
60°	0.034 (0.41)	1.68 (1.49)	1.233
30°	-0.007 (0.37)	1.40 (1.40)	1.110

Dans l'étude suivante [28], Dvir se propose d'étudier la validité de ce protocole pour identifier les efforts d'agrippement de la main. Contrairement à l'étude précédente, l'échantillon est composé de droitier et de gaucher. Dix sept étudiantes, sans antécédents particuliers, réalisent quatre paires de contractions concentriques et excentriques à 4°/sec et 16°/sec d'agrippement lors des deux conditions MAX et BREP. L'amplitude articulaire est de 8°; la position distale correspondant à la cinquième position d'un dynamomètre statique, la position proximale à la première. Les résultats des DEC ont mis en évidence une différence significative entre les conditions MAX et BREP, comme le montre le tableau XX.

TABLEAU XX: MOYENNES DES DEC CALCULES DANS LES CONDITIONS « MAX »ET « BREP ».(DEVIATION STANDARD)

	MAX	BREP
Main droite	0.58 (0.30)	3.84 (2.6)
Main gauche	0.78 (0.57)	2.96 (2.14)

Le fait d'utiliser ou non la main dominante n'introduit pas de différence significative dans les valeurs des DEC. Aussi l'auteur ne tient pas compte de la latéralité dans le calcul de la valeur seuil. Pour un intervalle de confiance de 95%, la valeur seuil serait de 2.12.

5.3 Discussion

Les auteurs veulent définir un outil spécifique à la détection des efforts sous maximaux . Les DEC ne présentent pas d'autre intérêt dans le suivi du malade. Aussi la nécessité que cet outil ne soit pas traumatisant mais performant est primordiale. Demander à un sujet de pratiquer des contractions maximales excentriques à vitesse élevée conduit à respecter scrupuleusement les délais de repos et les protocoles d'échauffement. De plus cet exercice n'est pas facile à réaliser et nécessite une familiarisation qui ne doit pas se limiter à la réalisation de quelques contractions.

La survenue de douleurs peut aussi perturber le bon déroulement de l'évaluation.

Les travaux présentés ci-dessus, effectués avec des sujets sains, montrent que quelque soit l'articulation choisie, les DEC sont augmentés de manière significative lors des efforts sous maximaux. Cette différence est optimale lorsque les écarts entre les vitesses sont importants, les auteurs suggérant un rapport de un sur quatre. L'amplitude articulaire sur laquelle s'effectuent les mesures, doit être réduite et proche de 20 degrés.

Utiliser une vitesse élevée sur une amplitude limitée conduit à réduire de façon significative les durées des mesures des contractions musculaires, un exercice à 180°/s sur une amplitude articulaire de 20° s'effectue en 0.11 secondes. Lorsque l'effort n'est pas maximal, les mécanismes de contrôle de la force exercée sont plus performants lorsque le temps qui leur est imparti est plus grand.

Holder-Powel et Rutherford [50] montrent par ailleurs que la réduction des amplitudes articulaires permet d'obtenir des moments de force maximum plus important en mode excentrique.

Des valeurs seuils sont définies pour chaque articulation. La priorité des auteurs est de ne jamais mal classer les efforts maximaux. Aussi les valeurs seuils calculées statistiquement permettent de classer de façon certaine comme sous maximaux les efforts dont les DEC leurs

sont supérieurs. La spécificité est donc excellente en raison de ce choix, la sensibilité n'est pas précisée.

Il n'est cependant pas possible d'extrapoler ces résultats, obtenus uniquement avec des sujets sains, à des patients.

De récentes études ont mesuré les ratios Excentrique sur Concentrique (E/C) avec des sujets pathologiques.

Hartsell et Spaulding [45] comparent les ratios E/C pour les abducteurs et adducteurs du pied chez des patients présentant une laxité chronique de la cheville et chez des sujets sains. Bien que les forces sont plus faibles dans le groupe des patients, cela n'entraîne pas de différence significative au niveau des ratios. Ceux-ci augmentent avec la vitesse sauf entre 180°/s et 240°/s. Les travaux de DVIR ne portant pas sur la cheville, aucune comparaison ne peut être faite.

Mac Lean et al [66] testent dix sept patients ayant présentés des lésions du ligament croisé postérieur en comparant le genou lésé à son controlatéral sain. Les ratios E/C pour les ischio jambiers sont significativement plus faibles pour le coté lésé alors qu'ils sont semblables dans les deux groupes pour le quadriceps.

Ces résultats confirment que la présence d'une pathologie peut modifier ou non les résultats sans que l'on puisse le prévoir. Le rôle de la rééducation et les techniques utilisées interviennent probablement.

L'utilisation des DEC comme outil de détection nécessite donc des investigations complémentaires. Le fait d'utiliser des modes contractiles dont les contrôles neurologiques présentent de nombreuses divergences complique probablement la tâche des simulateurs. Le fait d'imposer une durée de contraction très brève renforce ces difficultés.

Il est cependant évident qu'une personne qui connaît le fonctionnement de ce test peut facilement obtenir un DEC de faible valeur en prenant bien garde de réduire encore plus son effort lors des contractions excentriques lorsque la vitesse est élevée.

CONCLUSION



Aucune étude réalisée en utilisant un dynamomètre isocinétique n'est en mesure à ce jour de déterminer une méthode utilisable pour détecter les efforts sous maximaux. La dynamométrie isocinétique a permis de multiplier les investigations mais de façon désordonnée.

En effet, une des limites de cette technique est le manque de bases, physiologiques ou biomécaniques, sur lesquelles reposent l'ensemble des études. Cette carence a tendance à se reproduire à chaque étape. L'illustration principale est la reproductibilité des mesures, sur laquelle reposent les hypothèses des études sur les coefficients de variation, qui est communément admise alors que sa documentation est pauvre, surtout lorsqu'il s'agit de sujets présentant une pathologie.

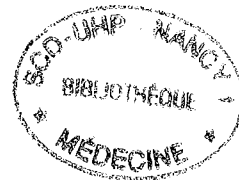
Il semble donc nécessaire de redéfinir les bases de la dynamométrie isocinétique car il serait dommage de se priver de cette technique, notamment dans la détection d'efforts sous maximaux. Les quelques travaux effectués dans ce domaine laissent de nombreux champs d'investigation libres. En effet le nombre de paramètres étudiés reste très faible, les principales études prenant généralement en compte uniquement les moments de force maximum, le travail total et la puissance. Or la particularité des dynamomètres isocinétiques est de fournir un grand nombre de paramètres.

Dans une étude portant sur les mouvements de l'épaule, Fishbain et al [35] ont mesuré 80 variables. Celles qui présentent les différences les plus significatives entre les conditions (efforts maximaux et efforts simulés) sont sélectionnées pour n'en retenir que trois au final. Cela permet de classer correctement 77.14 % des performances chez les hommes et 90 % chez les femmes.

Cette étude va dans le sens de celle de Hazard et al [46] qui obtient de bons résultats en associant le coefficient de variation et la pente de la courbe. A l'image des tests utilisés en neuropsychologie, la prise en compte de plusieurs critères peut augmenter le pouvoir discriminant des tests.

Par ailleurs, le DEC, proposé essentiellement par Dvir reste le seul outil spécifique des dynamomètres isocinétiques décrit dans la littérature. S'il mérite des investigations complémentaires, de meilleures connaissances fondamentales de la dynamométrie isocinétique pourrait orienter les chercheurs dans la recherche de nouveaux outils.

La dynamométrie isocinétique n'apporte pas d'éléments particulièrement discriminants dans la détection des efforts sous maximaux. Le thérapeute dispose seulement d'un plus grand nombre de données pour poser son diagnostic. La difficulté perdue et doit conduire à rester prudent dans nos jugements.



BIBLIOGRAPHIE



1. AKEBI T, SAEKI S, HIEDA H, GOTO H. Factors affecting the variability of the torque curves at isokinetic trunk strength testing. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998, 79, 33-35.
2. AYALON M, BEN-SIRA D, HUTZLER Y, GILAD T. Reliability of isokinetic strength measurements of knee in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 2000, 42, 398-402.
3. BALZOPoulos V, BRODIE D. Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. *Sport Med*, 1989, 8, 101-116.
4. BANDY W.D, MAC LAUGHLIN S. Intramachine and intermachine reliability for selected dynamic muscle performance tests. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1993, 18, 609-13.
5. BIRMINGHAM T.B, KRAMER J.F, SPEECHLEY M , CHESWORTH B.M, MAC DERMID J. Measurement variability and sincerity of effort: clinical utility of isokinetic strength coefficient of variation scores. *Ergonomics*, 1998, 41(6), 853-63.
6. BIRMINGHAM T.B, KRAMER J.F. Identifying submaximal muscular effort : reliability of difference scores calculated from isometric and isokinetic measurements. *Percept Mot Skills*, 1998, 87, 1183-91.
7. BOHANNON R.W. Differentiation of maximal and submaximal static elbow flexor effort by measurement variability. *Amer J Phys Med Rehabil*, 1987, 66, 213-218.
8. BOHANNON R.W, SMITH M.B. Differentiation of maximal and submaximal knee extension efforts by isokinetic testing. *Clin Biomech*, 1988, 3, 215-218.
9. BOHANNON R.W, SMITH M.B. Intrasession reliability of angle specific knee extension torque measurements with gravity corrections. *J Orthop Sport Phys Ther*, 1989, 11, 155-157.
10. BOHANNON R.W. Hand-held dynamometry : factors influencing reliability and validity. *Clin Rehabil*, 1997, 11 (3), 263-4.
11. BREMNER F.D, BAKER J.R, STEPHENS J.A. Effects of task on the degree of synchronization of intrinsic hand muscle motor units in man. *J Neurophysiol*, 1991, 66, 2072-83.

12. BURNETT C.N, BETTS E.F, KING W.M. Reliability of isokinetic measurements of hip muscle torque in young boys. *Phys Ther*, 1990, 70, 244-9.
13. CABRI J.M. Isokinetic strength aspects of human joints and muscles. *Crit Rev Biomed Eng*, 1991,19,231-259
14. CALLAGHAN M.J, MAC CARTHY C.J, AL OMAR A, OLDHAM J.A. The reproducibility of multi-joint isokinetic and isometric assessments in a healthy and patient population. *Clin Biomech*, 2000, 15 (9), 678-683.
15. CALMELS P, ABEILLON G, DOMENACH M, MINAIRE P. Fiabilité et reproductibilité des mesures de la force isocinétique. *Isocinétisme et Médecine de Rééducation / sous la dir. de J.-N. HEULEU*, Paris,1991, 26-33.
16. CAPRANICA L, BATTENTI M, DEMARIE S, FIGURA F. Reliability of isokinetic knee extension and flexion strength testing in elderly women. *J Sport Med Phys Fitness*,1998, 38, 169-76.
17. CHOMIKI R, BOISSEAU P, DESSAINT E, PARENT A, SOUCHON G, XENARD J. Dynamométrie isocinétique : applications à l'évaluation et à la rééducation. *Annales médicales de Nancy et de Lorraine*,1998, 37, 103-108.
18. CHOMIKI R, BOISSEAU P,PAYSANT J. Dynamométrie isocinétique : principes, caractéristiques et indications en médecine physique et de réadaptation. *Annales médicales de Nancy et de Lorraine*,1998, 37, 99-102.
19. CONRAD C Exploration isocinétique des extenseurs et fléchisseurs du genou chez l'escrimeur de haut niveau. Thèse Médecine, Université de Nancy I, Nancy,1997.
20. CRAIG K.D. The facial expression of pain. Better than a thousand words ? *Amer Pain Soc J*,1992,1,153-62.
21. CROISIER J.L, CRIELAARD J.M. Intérêts et limites de l'analyse des courbes isocinétiques du genou douloureux. *Le genou douloureux non ligamentaire / sous la dir. de G. BOILEAU*, Paris, 1996, 135-145.
22. CROISIER J.L, CRIELAARD J.M. Exploration isocinétiques : analyse des courbes. *Ann Réadapt Med Phys*, 1999, 42, 497-502.
23. CROISIER J.L, CRIELAARD J.M. Exploration isocinétiques : analyse des paramètres chiffrés. *Ann Réadapt Med Phys*, 1999, 42, 538-45.
24. DAVIES G.J, HEIDERSCHEIT BC. Reliability of the Lido Linea closed kinetic chain isokinetic dynamometer. *J Sport Phys Ther*, 1997, 25,133-6.

25. DURAND A, MALOUIN F, RICHARDS C.L, BRAVO.G. Intertrial reliability of work measurements recorded during concentric isokinetic knee extension and flexion in subjects with and without meniscal tears. *Phys Ther*, 1991, 71, 804-12.
26. DELITTO A, ROSE S.J, CRANDELL C.E, STRUBE M.J. Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance. *Spine*, 1991, 16, 800-3.
27. DVIR Z. An isokinetic study of submaximal effort in elbow flexion. *Percept Mot Skills*, 1997, 84, 1431-38.
28. DVIR Z. Identification of feigned grip effort using isokinetic dynamometry. *Clin Biomech*, 1999, 14, 522-7.
29. DVIR Z. Reproducibility of performance and certainty of judgment in maximal versus feigned muscular effort. *Percept Mot Skills*, 1999, 88, 1078-80.
30. DVIR Z, DAVID. Suboptimal muscular performance : measuring isokinetic strength of knee extensors with new testing protocol. *Arch Phys Med Rehabil*, 1996, 77, 578-81.
31. EMERY C.A, MAITLAND M.E, MEEUWISSE W.H. Test-retest reliability of isokinetic hip adductor and flexor muscle strength. *Clin J Sport Med*, 1999, 9, 79-85.
32. FERMANIAN J. Mesure de l'accord entre deux juges. Cas quantitatif. *Rev Epidémiol Sante Publ*, 1984, 32, 408-413.
33. FEIRING DC, ELLENBECKER TS, DERSCHEID GL. Test re-test reliability of the Biodex isokinetic dynamometer. *J Orthop Sport Phys Ther*, 1990, 298-300.
34. FISHBAIN D.A, CUTLER R, ROSOMOFF H.L, ROSOMOFF R.S. Chronic pain disability exaggeration/malingering and submaximal effort research. *Clin J Pain*, 1999, 15, 244-74.
35. FISHBAIN D.A, ABDEL-MOTT Y, CUTLER R, ROSOMOFF H.L, ROSOMOFF R.S. Detection of a « faked » strength task effort in volunteers using a computerized exercise testing system. *Amer J Phys Med Rehabil*, 1999, 78, 222-7.
36. FRISIELLO S, GAZAILLE A, O'HALLORANJ, PALMER M.L, WAUGH D. Test-retest reliability of eccentric peak torque values for shoulder medial and lateral rotation using the Biodex isokinetic dynamometer. *J Orthop Sport Phys Ther*, 1994, 19, 341-4.
37. FRONTERA W.R, HUGHES V.A, DALLAL G.E, EVANS W.J. Reliability of isokinetic muscle strength testing in 45- to 78-year-old men and women. *Arch Phys Med Rehabil*, 1993, 74, 1181-5.
38. GILBERT J.C, KNOWLTON R.G. Simple method to determine sincerity of effort during a maximal isometric test of grip strength. *Amer J Phys Med Rehabil*, 1983, 62, 135-44.

39. GILES B, HENKE P, EDMONDS J, MAC NEIL D. Reproducibility of isokinetic strength measurements in normal and arthritic individuals. *Scand J Rehabil Med*, 1990, 22, 93-9.
40. GOUBEL F, LENSEL-CORBEIL G. *Biomécanique : éléments de mécanique musculaire*. Masson, Paris, 1998.
41. GRABINER M.D, JEZIOROWSKI J.J, DIVEKAR A.D. Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the Biodex Clinical Data Station. *J Orthop Sport Phys Ther*, 1990, 11, 590-598.
42. GYM R. *La force : Théorie et pratique*. Masson, Paris, 1991.
43. HAMILTON FAIRFAX A, BALNAVE R, ADAMS R.D. Variability of grip strength during isometric contraction. *Ergonomics*, 1995, 38, 1819-1830.
44. HARDING B, BLACK T, BRUULSEMA A, MAXWELL B. Reliability of a reciprocal test protocol performed on the kinetic communicator : an isokinetic test for knee extensor and flexor strength. *J Orthop Sport Phys Ther*, 1988, 10, 218-23.
45. HARTSELL H.D, SPAULDING S.J. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the inverter and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *Brit J Sport Med*, 1999, 33, 255-8.
46. HAZARD R.G, REEVES V, FENWICK J. Lifting capacity :Indices of subject effort. *Spine*, 1992, 17, 1065-1070.
47. HAZARD R.G, REID S, FENWICK J, REEVES. Isokinetic trunk and lifting strength measurements :Variability as an indicator factor. *Spine*, 1988, 13, 54-57.
48. HERLANT M. Isocinétisme. Bases de l'analyse des graphes. Conséquences pour la rééducation. *Ann Réadapt Med Phys*, 1989, 32, 97-115.
49. HISLOP H.J, PERRINE J.J. The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther*, 1967, 47, 114-117.
50. HOLDER-POWELL H.M, RUTHERFORD O.M. Reduction in range of movement can increase maximum voluntary eccentric forces for the human knee extensor muscles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1999, 80, 502-4.
51. HOLMBACK A.M, PORTER M.M, DOWNHAM D, LEXELL J. Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scand J Rehabil Med*, 1999, 31, 229-39.
52. HUPLI M, HURRI H, LUOTO S, SAIANO P, ALARANTA H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part 1 :The effect of repetition on measurement of isokinetic performance capacity of trunk muscles among healthy controls and two different groups of low-back pain patients. *Scand J Rehabil Med*, 1996, 28, 201-6.

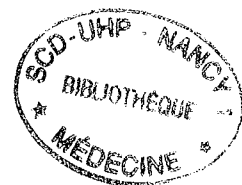
53. JOHNSON B.L, ADAMCZYK J.W, TENNOE K.O, STROMME S.B. A comparison of concentric and eccentric muscle training. *Med Sci Sport Exerc*, 1976, 8, 35-38.
54. JOHNSON J, SIEGEL D. Reliability of an isokinetic movement of the knee extensors. *Res Quart*, 1978, 49, 88-90
55. KEATING J.L, MATYAS T.A. The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. *Phys Ther*, 1996, 76, 866-89.
56. KIESTER P.D, DUKE A.D Is it malingering, or is it 'real' ? *Postgrad Med*, 1999, 106, 77-84.
57. KILFOIL M.R, SAINT PIERRE D.M. Reliability of CYBEX II isokinetic evaluations of torque in post-poliomyelitis syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 1993, 74,730-5.
58. KILMER D.D, AITKENS S.G, WRIGHT N.C, MAC CRORY M.A. Simulated work performance tasks in persons with neuropathic and myopathic weakness. *Arch Phys Med Rehabil*, 2000, 81, 938-43.
59. KIM H.J, KRAMER J.F. Effectiveness of visual feedback during isokinetic exercise. *J Orthop Sport Phys Ther*, 1997, 26, 318-23.
60. KISHINO N.D, MAYER T.G, GATCH R.J, PARRISH M.M. Quantification of lumbar function. *Spine*, 1985, 10, 921-927.
61. KRAMER J.F. Reliability of knee extensor and flexor torques during continuous concentric-eccentric cycles. *Arch Phys Med Rehabil*, 1990, 71, 460-4.
62. KROEMER K.H.E, MARRAS W.S. Evaluation of maximal and submaximal static muscle exertions. *Hum Factors*, 1981, 23, 643-653.
63. KROEMER K.H.E, MARRAS W.S. Towards an objective assessment of the « maximal voluntary contraction » component in routine muscle strenght. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1980, 45, 1-9.
64. LI R.C, WU Y, MAFFULI N, CHAN K.M, CHAN J.L. Eccentric and concentric isokinetic knee flexion and extension : a reliability study using the Cybex 6000 dynamometer. *Brit J Sport Med*, 1996, 30, 156-60.
65. LIN P, ROBINSON M.E, CARLOS J, O'CONNOR P. Detection of submaximal effort in isometric and isokinetic knee extension tests. *J Orthop Sport Phys Ther*, 1996, 24, 19-24.
66. MAC LEAN C.L, TAUNTON J.E, CLEMENT D.B, REGAN W. Eccentric and concentric isokinetic moment characteristics in the quadriceps and quadriceps and hamstrings of the chronic isolated posterior cruciate ligament injured knee. *Brit J Sport Med*, 1999, 33, 405-8.

67. MADSEN O. R, LAURIDSEN U.B. Knee extensor and flexor strength in the elderly women after recent hip fracture : assessment by the Cybex 6000 dynamometer of intra-rater inter-test reliability. *Scand J Rehabil Med*, 1995, 27, 219-26.
68. MAGNUSSON S. P, GLEIM G.W, NICHOLAS J.A. Subject variability of shoulder abduction strength testing. *Amer J Sport Med*, 1990, 18,349-53.
69. MALERBA J.L, ADAM M.L, HARRIS B.A, KREBS D.E. Reliability of dynamic and isometric testing of shoulder external and internal rotators. *J Orthop Sport Phys Ther*, 1993, 18, 543-52.
70. MATHESON L.N. How do you know that he tried his best ? The reliability crisis in industrial rehabilitation. *Indust Rehabil Quart*, 1988, 1,10-12.
71. MAWDSLEY R.H, KNAPIK J.J. Comparison of isokinetic measurements with test repetitions. *Phys ther*, 1982,62,169-72.
72. MAYER F, HORSTMANN T, KRANENBERG U, ROCKER K, DICKHUTH HH. Reproducibility of isokinetic peak torque and angle at peak torque in the shoulder joint. *Int J Sport Med*, 1994, 15, 26-31.
73. MERLINI L, DELL ACCIO D, GRANATA C. Reliability of dynamic strength knee muscle testing in children. *J Orthop Sport Phys Ther*, 1995, 22, 73-6.
74. MORITANI T, MURAMATSU S, MURO M. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *Amer J Phys Med*, 1987, 66, 338-342.
75. MOORIS CHATTA R, BUCHNER D.M, DE LATEUR B.J, CRESS M.E, WAGNER E.H. Isokinetic testing of ankle strength in older adults : assessment of inter-rater reliability and stability of strength over six months. *Arch Phys Med Rehabil*,1994, 75, 1213-6.
76. NARDONE A, ROMANO C, SCHIEPPATI M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *J Physiol*, 1989, 409, 451-71.
77. NARDONE A, SCHIEPPATI M. Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *J Physiol*, 1988, 395, 363-81.
78. NEWTON M, WADDEL G. Trunk strength testing with iso-machines. Part1 : review of a decade of scientific evidence. *Spine*, 1993, 18, 801-11.
79. NIEBUHR B.R, MARION R. Detecting sincerity of effort when measuring grip strength. *Amer J Phys Med Rehabil*, 1987, 66, 1624.

80. NIEBUHR B.R, MARION R. Voluntary control of submaximal grip strength. *Amer J Phys Med Rehabil*, 1990, 69, 96-101.
81. NIEMEYER L.O, MATHESON L.N, CARLTON R .S. Testing consistency of effort : BTE work simulator. *Indust Rehabil Quart*,1989, 2, 1-8.
82. NISELL R, ERICSON M. Patellar forces during isokinetic knee extension. *Clin Biomech*, 1999, 7, 104-8.
83. OWENS L.A, BUCHOLZ R.L. Assessing reliability of performance in the functional capacity assessment. *J Disabil*, 1993, 3, 149-60.
84. PAYSANT J. Séquelles d'entorse grave du genou : apport de l'exploration fonctionnelle à l'évaluation du dommage corporel en droit commun. Mémoire, D.U. Réparation Juridique du Dommage Corporel, Université NancyI,1998.
85. REITAN R.M, WOLFSON D. Consistency of response on retesting among head-injured subjects in litigation versus head-injured subjects not in litigation. *Appl Neuropsychol*,1995, 2, 67-71.
86. ROBINSON M.E, GEISSEER M.E, HANSON C.S, O'CONNOR P.D. Detecting submaximal efforts in grip strength testing with the coefficient of variation. *J Occup Rehabil*, 1993, 3,45-50.
87. ROBINSON M.E, O'CONNOR P.D, SHIRLEY F.R, RILEY J.L. Variability of isometric and isotonic leg exercise :Utility for detection of submaximal efforts. *J Occup Rehabil*, 1994, 4, 163-169.
88. ROSS R, ADAMS K.M. One more test of malingering ? *Clin Neuropsychol*, 1999, 13, 112-6.
89. SAUNDERS N, BOHANNON R.W. Can feigned maximal efforts be distinguished from maximal effort ? *J Hum Muscle Perform*, 1991, 1, 16-24.
90. SAPEGA A, NICHOLAS J, SOKOLOW D, SARANITI A. The nature of torque overshoot in Cybex isokinetic dynamometry. *Med Sci Sport Exercise*, 1982, 14, 368-375.
91. SIMONSENS J.C. Coefficient of variation as a measure of subject effort. *Arch Phys Med Rehabil*, 1995, 76, 516-520.
92. SMITH S.S, MAYER T.G, GATCHEL R.J, BECKER T.J. Quantification of lumbar function Part 1 : Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine*, 1985, 8, 757-64.
93. SMYTHE H.A, GLADMAN A, MADER R, PELOSO P, ABU-SHAKRA M. Strategies for assessing pain and pain exaggeration : controlled studies. *J Rheumatol*, 1997, 24, 1622-1629.

94. SNOW C.J, BLACKLIN K. Reliability of knee flexor peak torque measurements from a standardized test protocol on a Kin Com dynamometer. *Arch Phys Med Rehabil*,1992, 73, 15-21.
95. SOLEMBERTOFT E, LUNDH I, WESTERBERG C.E. Pain is a major determinant of impaired performance in standardized active motor tests- a study in patients with fracture of the proximal humerus. *Scand J Rehabil Med*, 1996, 28, 71-8.
96. SOLOMON P.E, PRKACHIN K.M, FAREWELL V. Enhancing sensitivity to facial expression of pain. *Pain*, 1997, 71, 279-84.
97. STEINER L.A, HARRIS B.A, KREBS D.E. Reliability of eccentric isokinetic knee flexion and extension measurements. *Arch Phys Med Rehabil*, 1993, 74 , 1327-1335.
98. STOKES H.M, LANDRIEU K.W, DOMANGUE B, KUNEN S. Identification of low effort patients through dynamometry. *J Hand Surg*, 1995, 20A, 1047-56.
99. STRAUSS E, HULTSCH D.F, HUNTER M, SLICK D.J, PATRY B, LEVY-BENCHETTON J. Using intraindividual variability to detect malingering in cognitive performance. *Clin Neuropsychol*, 2000, 14, 420-32.
100. TAYLOR N.A, SANDERS R.H, HOWICK E.I, STANLEY S.N. Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1991, 62, 180-8.
101. THIMINEUR M, KALISZEWSKI T, SOOD P. Malingering and symptom magnification : A case report illustrating the limitations of clinical judgement. *Conn Med*, 2000, 64, 399-401.
102. THOMAS C.K, ROSS B.H, STEIN R.B. Motor-unit recruitment in human first dorsal interosseous muscle for static contractions in three different directions. *J Neurophysiol*, 1986, 55, 1017-29.
103. TRIPP E.J, HARRIS S.R. Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion torque measurements in persons with spastic hemiparesis. *Phys Ther*, 1991, 71, 390-6.
104. WADDELL G, MAC CULLOCH J.A, KUMMEL E. Non organic physical signs in low back pain. *Spine*, 1980,5,117-25.
105. WILSON G.J, WALSH A.D, FISHER M.R. The development of an isokinetic squat device : reliability and relationship to functional performance. strength coefficient of variation scores. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 1997, 75, 455-61.

106. WRAY A, GROSS M, HUFFMAN GM, PHILLIPS C.N. Intramachine and intermachine reliability of the Biodex and Cybex II for knee flexion and extension peak torque and angular work. J Orthop Sport Phys Ther, 1991, 16, 329-335.



VU

NANCY, le **19 FEVRIER 2001**

Le Président de Thèse

Professeur **J.M. ANDRE**

NANCY, le **29 MARS 2001**

Le Doyen de la Faculté de Médecine

Professeur **J. ROLAND**

AUTORISE À SOUTENIR ET À IMPRIMER LA THÈSE

NANCY, le **4 AVRIL 2001**

LE PRÉSIDENT DE L'UNIVERSITÉ DE NANCY I

Professeur **C. BURLET**

RESUME DE LA THESE :

Certaines évaluations cliniques et paracliniques sont susceptibles d'être influencées par la qualité de la participation du patient. C'est le cas des mesures des forces musculaires fondées sur la dynamométrie. La dynamométrie isocinétique a été largement validée à condition que les contractions musculaires soient maximales. Il s'avère que le coefficient de variation qui définit la variabilité ne constitue pas un moyen suffisamment performant pour évaluer le degré d'effort. L'objectif du travail présenté est de définir une ou des méthodes permettant de mesurer la participation active du sujet exploré.

Deux premiers chapitres sont consacrés aux rappels concernant la contraction musculaire et la dynamométrie isocinétique. Les problèmes soulevés par la reproductibilité font l'objet d'un développement particulier.

Le troisième chapitre est consacré à l'étude du coefficient de variation en conditions isométrique, isotonique et isocinétique.

Les deux derniers chapitres sont consacrés à l'étude de la superposition des courbes en dynamométrie isocinétique et par le calcul de la différence entre les rapports des forces excentriques, concentriques, à haute et base vitesse. Cette approche paraît la plus fructueuse mais ne peut, pour le moment, être validée que pour le sujet sain.

Il en ressort que la dynamométrie isocinétique n'apporte pas d'éléments particulièrement discriminants dans la détection des efforts sous maximaux. Le thérapeute dispose seulement d'un plus grand nombre de données pour poser son diagnostic. La difficulté perdure et doit conduire à rester prudent dans nos jugements.

TITRE EN ANGLAIS : Contribution of isokinetic dynamometry in the assessment of active participation effort. Detection of submaximal muscular contractions.

THESE : MEDECINE GENERALE – ANNEE 2001

MOTS CLEFS :

- Dynamométrie isocinétique
 - Contraction musculaire
 - Etude évaluation
-

Faculté de Médecine de Nancy
9, avenue de la Forêt de Haye
54505 VANDOEUVRE LES NANCY Cedex