

N° D'ordre 18

UNIVERSITE BLAISE PASCAL - CLERMONT-FERRAND
UFR Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

=====

THESE
Présentée pour l'obtention du grade de Docteur d'Université

Par
LAWANI Mohamed Mansourou
né le 8 Juillet 1957

**Etude de la contraction musculaire isométrique
maximale volontaire et électro-induite**

Thèse soutenue publiquement devant le jury
Le 17 Décembre 1993

JURY DE THESE :

**Mr le Professeur S. C. CNOCKAERT, Institut National de Recherche et de
Sécurité (Rapporteur)**

**Mr le Professeur J. DUCHATEAU, Université Libre de Bruxelles, BELGIQUE
(Rapporteur)**

**Mr le Professeur A. ROBERT, Université de Clermont-Ferrand II (Président du
Jury)**

**Mr G. POUMARAT, MCU HDR, Université de Clermont-Ferrand II (Directeur de
Thèse)**

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS

LEXIQUE

RESUME

INTRODUCTION-----p.1

PREMIERE PARTIE : REVUE BIBLIOGRAPHIQUE

1) - LA CONTRACTION MUSCULAIRE : QUELQUES DONNEES

PHYSIOLOGIQUES

1.1 - La fréquence d'activation des unités motrices-----p.5

2) - LA CONTRACTION MUSCULAIRE PAR STIMULATION ELECTRIQUE-----p.8

2.1 - Généralités sur les paramètres de la stimulation électrique-----p.9

2.1.1 - Les courants excito-moteurs-----p.9

2.1.1.1 - Le courant continu-----p.10

2.1.1.2 - Le courant à impulsions-----p.12

2.1.2 - La durée des impulsions-----p.14

2.1.3 - Les durées d'impulsion testées en électrostimulation-----p.16

2.1.4 - Autres types de courant-----p.17

2.1.5 - Les formes de courant utilisées dans l'entraînement-----p.18

2.1.6 - Définition des fréquences de courant-----p.20

2.1.7 - Les fréquences de stimulation rapportées par la littérature-----p.21

2.1.7.1 - Fréquences de stimulation testées (sans entraînement)-----	p.21
2.1.7.2 - Fréquences utilisées dans l'entraînement par ES-----	p.22
2.1.8 - Les électrodes : taille et positionnement-----	p.25
2.1.8.1 - Effets liés à la taille des électrodes-----	p.25
2.1.8.2 - Positionnement des électrodes-----	p.27

3) - L'ELECTROSTIMULATION : MOYEN DE PRODUCTION DE LA FORCE MUSCULAIRE

3.1 - Effet des paramètres de courant sur la force électro-induite-----	p.30
3.2 - Effet de la superposition de l'électrostimulation à la contraction volontaire-----	p.32
3.3 - Effet de la posture de test ou d'entraînement-----	p.33
3.4 - Influence du sexe sur la force maximale-----	p.34
3.5 - Effet de la stimulation électrique sur la fatigue musculaire-----	p.35

4) - L'ELECTROSTIMULATION DANS L'ENTRAINEMENT DU MUSCLE SAIN

4.1 - L'inefficacité de l'électrostimulation par rapport à l'exercice volontaire-----	p.38
4.2 - Gains de force et différentes adaptations rapportés après entraînement par électrostimulation-----	p.40
4.2.1 - Gains de force obtenus-----	p.40
4.2.2 - Hypertrophie musculaire-----	p.41
4.2.3 - L'adaptation de la commande nerveuse-----	p.42
4.2.4 - L'adaptation cardiorespiratoire et métabolique-----	p.42
4.3 - Le choix de l'intensité de la stimulation-----	p.44
4.4 - Les programmes d'entraînement utilisés-----	p.46

5) - L'IMPEDANCE CORPORELLE

5.1 - Définition-----p.49

5.2 - Les facteurs de modification de l'impédance-----p.50

5.3 - Influence de la température-----p.51

6) - CONCLUSION-----p.54

DEUXIEME PARTIE : ETUDES EXPERIMENTALES

1) - HYPOTHESES ET OBJECTIFS-----p.55

2) - PROTOCOLES EXPERIMENTAUX

2.1 - Cadre expérimental-----p.59

2.2 - Dispositif expérimental-----p.59

2.3 - Validation préalable des paramètres de courant utilisés-----p.63

2.3.1 - objectif et rappel des paramètres-----p.63

2.3.2 - les sujets-----p.63

2.3.3 - Le protocole utilisé-----p.64

2.3.4 - les résultats obtenus-----p.65

2.3.5 - conclusion-----p.68

ETUDE 1

1) - Objectif-----p.69

2) - Sujets-----p.70

3) - Protocole Expérimental 1	p.71
4) - Résultats	p.71
5) - Discussion	p.81
6) - Conclusion	p.85

ETUDE 2

1) - Objectif	p.86
2) - Sujets	p.87
3) - Protocole Expérimental 2	p.87
4) - Résultats	p.88
5) - Discussion	p.90
6) - Conclusion	p.95

ETUDE 3

1) - Objectif	p.96
2) - Sujets	p.97
3) - Protocole Expérimental 3	p.98
4) - Résultats	p.100
4.1 - Sujets Béninois	p.100
4.2 - Sujets Nigériens	p.106
4.3 - Comparaison entre sujets Béninois, Français et Nigériens	p.111
5) - Discussion	p.121
5.1 - Comparaison des modes de contraction et des forces électro-induites	

entre sujets Béninois et Nigériens-----	p.121
5.2 - Comparaison des jambes gauche et droite-----	p.122
5.3 - Jambe dominante / Jambe non dominante-----	p.123
5.4 - Moment de force contralatéral-----	p.124
5.5 - Température ambiante et cutanée-----	p.125
6) - Conclusion-----	p.128

ETUDE 4

1) - Objectif-----	p.130
2) - Sujets-----	p.131
3) - Modélisation du siège avec ses huit points d'appui-----	p.132
3.1 - Rappels sur les conditions d'équilibre de la posture-----	p.132
3.2 - Forces musculaires et forces de réaction au niveau de l'appui-----	p.134
3.3 - Modélisation du siège expérimental utilisé-----	p.136
3.4 - Modélisation de la situation réelle-----	p.137
4) - Protocole Expérimental 4-----	p.143
5) - Résultats	
5.1 - Contraction volontaire / contraction volontaire avec Feed-back-----	p.144
5.2 - Electrostimulation / Electrostimulation avec Feed-back-----	p.146
5.3 - Repos/Contraction volontaire /Electrostimulation-----	p.147
5.4 - Résultantes de Forces et Moments résultants en O-----	p.150
6) - Discussion	
6.1 - L'effet du Feed-back Visuel-----	p.153
6.2 - Forces d'appui et Stratégies d'ajustement de la posture-----	p.153

6.3 - Valeurs et direction de la force musculaire contralatérale-----	p.156
7) - Conclusion-----	p.159
CONCLUSIONS GENERALES -----	p.160
BIBLIOGRAPHIE -----	p.164

REMERCIEMENTS

Nos meilleurs remerciements à tous ceux qui par leurs précieux conseils ont contribué à l'élaboration de cette thèse.

Particulièrement à :

Mr POUMARAT Georges, notre directeur de thèse, pour nous avoir accepté dans son Laboratoire, et assuré dans une parfaite ambiance toutes les conditions qui ont permis de mener le travail à son terme,

Mr le Professeur BOUISSET S., Université de Paris-Sud, dont les travaux nous ont été d'un grand intérêt,

Mr le Professeur CNOCKAERT S. C., INRS, qui par ses judicieuses suggestions a donné beaucoup de clarté à la présentation de notre thèse,

Mr le Professeur DUCHATEAU J., Université Libre de Bruxelles, qui en nous faisant l'honneur de juger ce travail a beaucoup contribué à son amélioration,

Mr le Professeur ROBERT A., responsable de notre formation, pour nous avoir fait confiance dès la première année,

Mr le Professeur VANNEUVILLE G., Université de Clermont-Ferrand I, qui a aimablement accepté de mettre sa compétence à contribution pour apprécier l'ensemble de ce travail,

Mr CHANDEZON R., UFR Recherches (Département de Mathématiques) dont la collaboration et la disponibilité, nous ont beaucoup apporté,

Mr DABONNEVILLE Michel, pour une bonne collaboration et un important soutien dans le maniement des outils informatique et électronique,

A tous les collègues avec qui nous avons travaillé dans une ambiance combien sympathique.

A tous profonde reconnaissance.

LEXIQUE

**CONCEPTS ET ABREVIATIONS
UTILISES**

LEXIQUE

DEFINITION DES CONCEPTS UTILISES

conditions optimales de stimulation

Les termes :

- efficacité,
- stimulation optimale,

sont utilisés pour des paramètres de courant de stimulation permettant d'obtenir un pourcentage élevé de la force maximale volontaire (plus 80 % de FMV), avec pas ou peu de douleur.

Fatigue et endurance musculaires

La **fatigue** se traduit par l'incapacité du muscle à maintenir la force requise pendant une contraction soutenue ou intermittente. (Edwards, 1978)

L'**endurance** est la capacité du muscle à maintenir un pourcentage élevé de la force maximale volontaire (FMV), lors des contractions soutenues ou intermittentes. Balogun (1987) définit l'endurance musculaire comme le nombre de répétitions nécessaires pour passer à moins de 50 % de FMV.

Force musculaire contralatérale

Elle est la force musculaire enregistrée de manière simultanée, sur le membre opposé à celui électriquement stimulé ou volontairement sollicité.

TES2 = Température cutanée après la contraction électro-induite

UM = Unité Motrice

$\dot{V}O_2$ = Consommation d'oxygène par unité de temps.

RESUME

Intensité maximale (de stimulation) tolérée

L'intensité de courant permettant d'obtenir des contractions musculaires maximales (force maximale électro-induite) non douloureuses, est appelée intensité maximale tolérée.

Jambe dominante / Jambe non dominante

La jambe dominante par opposition à la non dominante, est la jambe qui permet d'obtenir la plus grande force maximale volontaire.

Phénomène de "transfert croisé"

C'est l'effet de l'entraînement d'un membre sur l'autre, qui se traduit souvent par un gain de force des muscles contralatéraux (non stimulés).

Point (s) moteur (s)

Points de jonctions neuromusculaires à la surface desquelles est positionnée l'électrode, lorsqu'une stimulation efficace est recherchée. (Hainaut et Duchateau, 1992)

Seuil d'excitation (Intensité liminaire ou rhéobase)

L'application sur la peau au niveau d'un nerf ou d'un muscle ne déterminerait de contraction musculaire qu'à partir d'un certain seuil d'intensité : c'est l'intensité liminaire ou rhéobase. (Dumoulin, 1987)

LES MODES DE CONTRACTION MUSCULAIRE

Deux régimes de contraction musculaire peuvent être actuellement distingués: les contractions musculaires peuvent être volontaires ou électro-induites. Dans les deux cas nous sommes amenés à considérer deux modes de contraction.

Le mode isométrique

Il est le plus simple à mettre en place, et le plus facile aussi à décrire. Les muscles se contractent, les leviers (segments osseux) ne bougent pas, leurs points d'insertion sont fixes.

Le mode anisométrique

Contrairement au précédent, les leviers vont se déplacer, les points d'insertion aussi.

ABREVIATIONS UTILISEES

CV	= Contraction Volontaire
CV'	= Activité contralatérale sous CV
CV+FB	= Contraction Volontaire avec feed-back visuel
CVM	= Contraction Volontaire Maximale
ES	= Electrostimulation
ES'	= Activité Contralatérale sous ES
ES+FB	= Electrostimulation avec Feed-back visuel
ESL	= Electrostimulation en Posture Libre
ESS	= Electrostimulation en Posture Stabilisée (sanglée)
CV+ES	= Contraction Volontaire combinée avec l'électrostimulation
CV+ESL	= Contraction Volontaire combinée avec l'électrostimulation en posture libre
CV+ESS	= Contraction Volontaire combinée avec l'électrostimulation en posture stabilisée
FC	= Fréquence Cardiaque
FMV	= Force Maximale Volontaire
FMVI	= Force Maximale Volontaire Isométrique
FMVL	= Force Maximale Volontaire en posture Libre
FMVS	= Force Maximale Volontaire en posture Stabilisée
I Max	= Intensité Maximale de courant tolérée
L.Jbe	= Longueur de la jambe
M.Jbe	= Masse de la jambe

ME	= Moment Electro-induit (jambe dominante)
me	= moment électro-induit (jambe non dominante)
ms	= moment obtenu en superposant la stimulation à la contraction volontaire (jambe non dominante)
mv	= moment volontaire de la jambe non dominante
MED	= Moment Electro-induit de la jambe Droite
MEG	= Moment Electro-induit de la jambe Gauche
MMVD	= Moment Maximal Volontaire de la jambe Droite
MMVG	= Moment Maximal Volontaire de la jambe Gauche
MMVIF	= Moment Maximal Volontaire Isométrique avec Feed-back visuel
MMVIF'	= Activité Contralatérale en MMVIF
MMVIB	= Moment Maximal Volontaire Isométrique Bilatéral
MMVIB'	= Activité Contralatérale en MMVIB
MMVIU	= Moment Maximal Isométrique Unilatéral
MMVIU'	= Activité Contralatérale en MMVIU
ms	= moment évoqué de la jambe non dominante par la contraction volontaire combinée à l'électrostimulation
mv	= moment volontaire de la jambe non dominante
MSD	= Moment obtenu sur la jambe droite à partir de la superposition de ES et CV
MSG	= Moment obtenu sur la jambe gauche à partir de la superposition de ES et CV
TCV1	= Température cutanée avant la contraction volontaire
TCV2	= Température cutanée après la contraction volontaire
TES1	= Température cutanée avant la contraction électro-induite

▪

▪ TES2 = Température cutanée après la contraction électro-induite

UM = Unité Motrice

▪

$\dot{V}O_2$ = Consommation d'oxygène par unité de temps.

▪

▪

▪

▪

▪

▪

▪

▪

▪

▪

▪

RESUME

RESUME

L'objectif de cette thèse est d'étudier, au-delà des seuls effets des paramètres de courant de stimulation, les **ajustements posturaux** utilisés par les sujets lors des contractions musculaires maximales volontaires, et électro-induites.

L'hypothèse de **l'influence de l'interaction des paramètres environnementaux, posturaux et de stimulation** sur la **réponse musculaire volontaire et électro-Induite** est énoncée.

Quatre études expérimentales complémentaires les unes des autres sont réalisées. Elles permettent de :

- constater que la force maximale volontaire isométrique (FMVI) est inférieure de **15 à 20 %** lorsque la posture n'est pas stabilisée,

- relever que les femmes développent moins de **85 %** de la Force Maximale Volontaire (FMV) des hommes quel que soit le mode de contraction,

- montrer que la stimulation électrique pourrait générer autant de force musculaire qu'une contraction volontaire,

- supposer que les gains de force au niveau des muscles contralatéraux, souvent rapportés par la littérature après entraînement par électrostimulation seraient en partie expliqués par leur co-activation involontaire,

- montrer que quel que soit le mode de contraction considéré, des valeurs de force maximale similaires sont obtenues sur les jambes droite et gauche,

- montrer que l'expression de la force électro-induite en pourcentage de FMV fait apparaître une différence significative entre jambes dominante (forte) et non dominante (faible),

- montrer qu'une différence de température cutanée (2°C) relevée entre Béninois et Nigériens ou Français et Nigériens n'influence pas les modes de contraction appliqués,

- conclure que des **ajustements posturaux** apparaissent aussi lors des contractions musculaires électro-induites et sont différents de ceux obtenus avec des contractions volontaires.

L'ensemble de ces résultats suggère que, même si l'action de la stimulation électrique sur le muscle est plus sélective, comparée à celle la contraction volontaire, une participation de certains muscles (posturaux) est également présente en électrostimulation.

L'utilisation de la stimulation électrique dans l'entraînement sportif spécifique, ou à des fins de rééducation fonctionnelle pointue, doivent savoir désormais gérer l'éventualité d'une co-activation musculaire.

Mots-clés : Réponse musculaire, contraction volontaire, électrostimulation, contrôle postural

RESUME

L'objectif de cette thèse est d'étudier, au-delà des seuls effets des paramètres de courant de stimulation, les ajustements posturaux utilisés par les sujets lors des contractions musculaires maximales volontaires, et électro-induites. L'hypothèse de **l'influence de l'interaction des paramètres environnementaux, posturaux et de stimulation sur la réponse musculaire volontaire et électro-induite** est énoncée.

Pour atteindre l'objectif de cette recherche nous avons réalisé quatre études expérimentales, après une validation préalable des paramètres de courant utilisés.

Les objectifs et résultats particuliers sont rapportés par étude.

ETUDE 1.

L'influence de la stabilisation (tronc et bassin attachés au siège) de la posture sur la force maximale volontaire, ou sur la force électro-induite est analysée. Les différences comportementales éventuelles liées au sexe sont étudiées.

La force maximale volontaire isométrique (FMVI) est inférieure de **15 à 20 %** lorsque la posture n'est pas stabilisée, par rapport à sa valeur en posture stabilisée, quel que soit le sexe ou le mode de contraction.

La comparaison entre hommes et femmes permet de relever :

- qu'en posture stabilisée, les femmes développent 72 %, 67 % et 77 % des valeurs de force développée par les hommes, respectivement, en contraction volontaire, sous stimulation électrique, ou les deux combinées,

- qu'en posture libre (tronc et bassin non attachés), ces valeurs sont respectivement 73 %, 64 % et 81 %.

Une force musculaire contralatérale est enregistrée quel que soit le mode de

contraction considéré. Elle est en général significativement plus faible en électrostimulation.

ETUDE 2.

Cette étude **compare** (en posture stabilisée) la contraction musculaire électro-induite de la jambe dominante (plus forte) à la contraction volontaire. Il est donné aux sujets comme consigne (feed-back visuel) de ne pas solliciter leur jambe opposée au cours de l'effort volontaire. Les contractions musculaires volontaires unilatérales et bilatérales sont réalisées et comparées.

Les résultats permettent de constater une différence (2.5 % de FMVI) non significative entre les contractions maximales volontaires unilatérale et bilatérale des quadriceps fémoraux, lorsque l'index de performance bilatérale est appliqué (Howard et Enoka, 1987) (voir p. 94).

La stimulation électrique, appliquée seule donne 95.5 % de la force maximale volontaire, lorsqu'il est demandé aux sujets de maintenir leur jambe opposée presque au repos. Ce qui suggère donc que :

- la stimulation électrique pourrait générer autant de force musculaire qu'une contraction volontaire si la prise d'appui contralatéral n'était pas significativement différente entre les deux modes de contraction,

- les gains de force au niveau des muscles contralatéraux, souvent rapportés par la littérature après entraînement par électrostimulation seraient le résultat de leur co-activation involontaire.

ETUDE 3.

L'objectif de cette étude est **d'analyser** les forces musculaires maximales obtenues chez différents groupes de sujets en appliquant le même protocole expérimental. L'influence des températures cutanées et ambiantes sur la force musculaire est abordée. Trois modes de contraction : volontaire, électrostimulation ou combinaison des deux sont étudiés, en comparant les jambes droite et gauche, puis dominante et non dominante.

L'étude ne montre aucune différence significative entre les muscles extenseurs (de la jambe) gauches et droits, quel que soit le groupe de sujets considéré, et pour tous les trois modes de contraction isométrique testés. La comparaison des valeurs de force maximale, entre les membres droit et gauche, ne laisse apparaître aucune différence significative, lorsque les mêmes modes de contraction sont comparés, pour les groupes de sujets Béninois ou Nigériens.

Il apparaît une différence entre jambes dominante et non dominante, lorsque la tension électro-induite est exprimée en pourcentage de la contraction volontaire. La force musculaire controlatérale lors de la contraction électro-induite reste significativement plus faible, que celle relevée sous la contraction volontaire seule ou lors de la superposition de CV et ES, sur l'ensemble des groupes de sujets testés. L'étude constate qu'une différence de température cutanée de l'ordre de 2°C, n'est pas suffisante pour augmenter la tolérance à la stimulation électrique. De même, l'hypothèse allant dans le sens, d'une différence de la sensibilité cutanée à la stimulation, en fonction de la couleur de la peau (sa pigmentation), n'est pas vérifiée par nos travaux.

ETUDE 4.

L'objectif de l'étude est de **déterminer** au repos et pendant les contractions musculaires maximales, les forces d'appui exercées par le sujet qui repose sur huit points. Les types d'ajustement de la posture adoptés par les sujets lors des contractions électro-induites et volontaires sont analysés.

Les résultats suggèrent que, même si l'action de la stimulation électrique sur le muscle, est plus sélective, comparée à celle d'une contraction volontaire, une participation de certains muscles (posturaux) est également présente sous l'électrostimulation. Des **ajustements posturaux** apparaissent aussi, lors des contractions musculaires électro-induites. Ils sont différents de ceux obtenus en contractions volontaires, et entre les sujets pour réaliser la même tâche. Sur l'ensemble de cet échantillon un allègement sous les fesses droite et gauche et une rotation du haut du corps (tronc) sont constatés, avec l'électrostimulation. Les stratégies posturales adoptées par les sujets, sont différentes entre ES et la contraction volontaire. Elles sont souvent négligées, alors qu'elles pourraient expliquer en partie la grande variabilité des résultats obtenus, lors de l'application de la stimulation à des fins rééducatrices ou sportives.

ABSTRACT

The aim of this thesis is to study the effects of electrostimulation (ES) parameters and of postural control during maximal muscular contraction either voluntary or electrically induced.

We assume that the interaction of environmental postural and ES parameters affects the voluntary or electrically induced muscular response.

Four complementary experimental studies are performed in order to :

- demonstrate that the isometric maximal voluntary force is **15 to 20 %** lower in an insteedy posture,

- show that female subjects' forces reach about **85 %** of male subjects' whatever the type of contraction proposed,

- prove that ES can induce as much muscular force as voluntary contraction,

- explain that contralateral muscular force improvement after an ES training session may be related to an involuntary contraction,

- reveal that whatever the type of contraction, maximal forces are the same for both legs,

- indicate that maximal electrically induced force expressed in pourcentage of maximal voluntary force is significantly different between dominant leg (the stronger one) or non-dominant (the weaker one),

- show that a slight difference in skin temperature (2 °C) between subjects tested in Benin, Niger or France do not affect the results of both types of contraction (ES voluntary contraction),

- reveal that postural modifications are also noticed during electrically induced contractions and are different from those which occur during voluntary contractions.

It means that we can observe a contraction of postural muscles during ES even if we generally consider that ES produces only a local effect.

Electrical stimulation programs for specific training in sport or for functional re-education must take into account a possible muscular co-activation.

Key-words : Muscular response, voluntary contraction, electrostimulation,
postural control

INTRODUCTION

INTRODUCTION

L'intérêt suscité par l'électrostimulation (ES) du muscle squelettique, est de plus en plus grand dans le domaine sportif. Depuis les travaux d' Andrianova et al (1971) et de Kots et al (1971) elle est utilisée comme moyen permettant d'obtenir une contraction musculaire. Les objectifs recherchés sont soit **la production d'une force maximale** soit **le renforcement musculaire** en situation d'entraînement.

Nous relevons de la littérature que **la force musculaire maximale** électro-induite chez un sujet, reste significativement inférieure à sa force maximale volontaire isométrique (FMVI). L'électrostimulation pourrait permettre d'atteindre plus de 65 % de FMVI (Edwards et al, 1977), ou dans le meilleur cas 85 % (Kramer, 1987).

Les différentes recherches dans l'application de l'électrostimulation comme moyen de générer une force musculaire se sont souvent limitées à une évaluation des paramètres de courant de stimulation. On rencontre dans la littérature en fait un choix assez varié de fréquences d'impulsions électriques utilisées pour le renforcement (entraînement) musculaire. D'autres paramètres sont cependant à prendre en compte :

- la bonne localisation des "points moteurs" est une des difficultés majeures de la stimulation transcutanée. Si théoriquement les planches anatomiques permettent de les situer, la pratique en revanche est faite encore de beaucoup d'incertitudes, car des différences non négligeables peuvent apparaître d'un sujet à l'autre,

- le placement adéquat (angles d'efficacité musculaire) du corps et sa stabilité

(tronc et bassin attachés au siège), ne sont que rarement pris en compte.

Aucune étude à notre connaissance, n'a exploré l'**effet de la posture** (muscles posturaux) sur une contraction électro-induite, sans doute faute d'équipement adéquat, peut être aussi parce que la plupart des auteurs continuent à supposer que l'effet de la stimulation électrique sur le muscle est très localisé. Le manque de données théoriques sur tous les facteurs qui pourraient influencer la réponse électro-induite suggère que cet aspect soit exploré.

Pour ce faire, nous émettons l'hypothèse que **plusieurs paramètres** (environnementaux, posturaux et de stimulation) **interagissent**. Ils sont susceptibles d'influencer la réponse musculaire volontaire ou électro-induite, et en particulier la production de force. De ce point de vue, la littérature relève souvent des différences significatives entre ces deux modes de contraction. La production d'une force maximale ou du moins dont l'intensité est contrôlée présente un intérêt particulier pour l'entraînement musculaire justifiant l'intérêt que l'on accorde à ce paramètre.

Les études consacrées à l'utilisation de ES comme **méthode d'entraînement musculaire** font également état de résultats contradictoires. Tandis que certains travaux rapportent des gains de force assez impressionnants (9 à 58 %) après application de l'électrostimulation (Selkowitz et al, 1985; Stefanovska et Vodovnick, 1985; Cometti, 1990; Portmann, 1991), d'autres n'ont pas relevé de différences significatives entre ES et CV, ou même concluent à l'inefficacité de la stimulation électrique, lorsqu'elle est appliquée seule (Farrence et al 1987; Carlson et al 1988; Gobelet et al, 1989; Nancy, 1992). L'utilisation de la stimulation électrique, comme méthode d'entraînement du muscle sain (optique sportive), pose au-delà du problème éthique, celui de son efficacité par rapport à un entraînement en

contraction volontaire. L'idée selon laquelle l'électrostimulation pourrait provoquer un recrutement des fibres musculaires, peu ou pas sollicitées lors des contractions volontaires, et qu'elle les entraînerait plus facilement, offre également une séduisante perspective dans l'optique d'une performance sportive de haut niveau (Miller, 1990).

Il est également admis que la stimulation électrique peut être un excellent moyen de prévention de l'atrophie musculaire chez le sportif blessé, limitant ce faisant la perte de ses capacités de performance (Morissey et al, 1985; Wigerstad-Lossing et al, 1988; Johnson et al, 1977; Munsat et al, 1976).

Les conclusions souvent divergentes (absence ou non de gains de force, d'hypertrophie musculaire) des études portant sur l'entraînement, suggèrent qu'avant l'application systématique de cette technique, dans l'entraînement sportif, les transformations qu'elle pourrait engendrer au niveau musculaire soient correctement évaluées.

Dans le cadre du travail présenté ici, nous ne nous sommes pas volontairement intéressé à l'entraînement musculaire. Notre **objectif principal** consiste à vérifier l'hypothèse énoncée précédemment concernant **l'influence de l'interaction des paramètres environnementaux, posturaux et de stimulation sur la réponse musculaire**.

Le présent travail comprend deux grandes parties :

- une première partie, correspondant à une étude bibliographique,
- une seconde partie, rapportant nos études expérimentales.

La revue de littérature a pour objectif de rappeler quelques données physiologiques sur le muscle et le nerf, et sur les modes de contraction, sans oublier

les paramètres classiques de la stimulation électrique. De même, elle fait une synthèse des différentes études portant sur :

- l'utilisation de ES comme moyen permettant de générer une force musculaire,
- l'utilisation de ES pour le renforcement musculaire,
- l'influence de la température corporelle sur la réponse musculaire.

La deuxième partie présente quatre études expérimentales dont les objectifs complémentaires les uns des autres permettront de répondre à l'hypothèse énoncée plus haut.

Les deux premières études ont pour objectifs :

- d'évaluer l'influence de la stabilisation de la posture sur les contractions maximales du quadriceps,
- d'analyser l'influence de l'appui contralatéral sur la production d'une force maximale volontaire et électro-induite de la jambe sollicitée.

L'objectif de la troisième étude est d'évaluer et de comparer les forces maximales; volontaire, électro-induite ou des deux combinées sous différentes conditions climatiques. Les jambes gauche et droite, puis dominante et non dominante sont sollicitées.

La quatrième étude analysera à partir des forces enregistrées en huit points d'appui du corps du sujet, les stratégies posturales induites par les contractions musculaires volontaires et électriquement évoquées.

1) - LA CONTRACTION MUSCULAIRE : QUELQUES DONNÉES PHYSIOLOGIQUES

La source d'énergie nécessaire à la contraction musculaire est l'élévation de la concentration du calcium (Ca^{2+}) dans le milieu intracellulaire. Cette élévation provoque une interaction entre les filaments d'actine et de myosine, qui entraîne une libération de l'énergie chimique, par hydrolyse de l'ATP. L'interaction entre actine et myosine génère une force mécanique contractile, en transformant l'énergie chimique en travail mécanique. Cette transformation se réalise au niveau du muscle squelettique avec un rendement qui est de l'ordre de 30 à 50 %.

Les muscles striés sont sous contrôle volontaire et réagissent à un signal transmis par le nerf moteur. Toutes les fibres musculaires innervées par le même motoneurone constituent une unité motrice (UM) et présentent les mêmes propriétés contractiles. Cet ensemble est l'unité physiologique de la motricité. La réponse des UM à un stimulus naturel suffisant suivrait la loi d'Henneman (1957), c'est à dire qu'elle dépendrait du diamètre de leur motoneurone. Les unités motrices de petit diamètre seraient activées avant celles dont le diamètre est plus grand (Milner-Brown et al, 1973 ; Stein et Bertoldi, 1981). Cet ordre normal de recrutement des UM serait inversé lors de l' ES (Solomonow, 1984 ; Duchateau et Hainaut, 1988 ; Sinacore et al, 1990 ; Trimble et Enoka, 1991).

1.1 - La fréquence d'activation des unités motrices

Le muscle est constitué de différents types d'unités motrices (UM) et sa

fréquence de téτανisation dépend de celles-ci. La tension musculaire est le résultat d'une sommation de secousses des UM qui constituent le muscle excité (Trnkoczy, 1978).

Selon Sale (1988) les méthodes permettant d'évaluer le degré d'activation des unités motrices sont encore peu satisfaisantes, particulièrement en ce qui concerne les gros muscles (le quadriceps par exemple). On rencontre des différences significatives de fréquences d'activation naturelle des UM entre les sujets, pour un même muscle, et certains muscles semblent plus difficiles à exciter que d'autres.

Il est donc difficile de prédire avec exactitude à quelle fréquence certains muscles comme le quadriceps crural, devraient être stimulés durant l'entraînement par électrostimulation, si l'on envisage de reproduire la fréquence d'activation naturelle, ou de contracter toutes les UM du muscle (Portmann, 1991).

La fréquence du courant de stimulation électrique pourrait jouer un rôle sur le recrutement de différents types d'UM dans un muscle (Edwards et al, 1982 ; Stefanovska et Vodovnic, 1985 ; Cabric et al, 1988).

D'après Sale (1988) une fréquence de stimulation de 50 Hz est suffisante pour obtenir une force musculaire maximale. L'utilisation d'une fréquence plus élevée (100 Hz) ne modifie pas le niveau de force maximal atteint; seule la pente d'installation de la courbe de force est raide, entraînant l'obtention plus précoce du plateau téτανique. (fig.1).

Il faut retenir de ce qui précède, que la fréquence d'activation naturelle des unités motrices est encore mal connue. Elle pourrait varier d'un muscle à l'autre, et également suivant les sujets pour un même muscle. L'entraînement par électrostimulation devra donc envisager des fréquences de stimulation spécifiques

à chaque type de muscle et à chaque sujet.

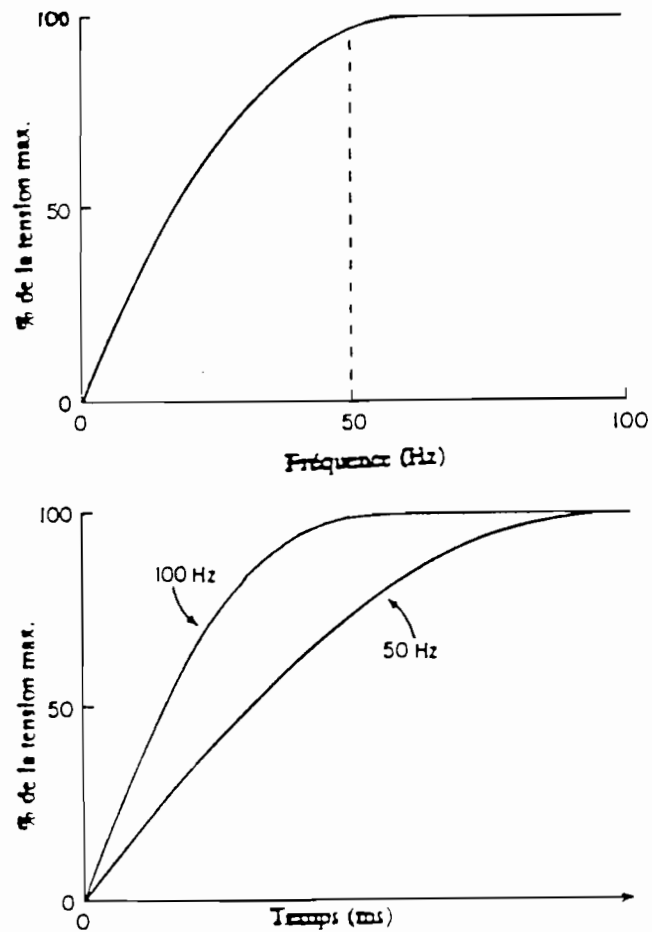


Fig. 1 A) Une activation de 50 Hz est suffisante pour produire la contraction tétanique maximale du court extenseur des orteils. Une fréquence élevée ne modifie plus sa tension.

B) L'activation à une fréquence supérieure augmente la vitesse de développement de la force musculaire maximale (D'après Sale, 1988).

2) - LA CONTRACTION MUSCULAIRE PAR STIMULATION ÉLECTRIQUE

Depuis les travaux de Duchenne (1872) montrant que la contraction du muscle peut être obtenue à partir d'une stimulation électrique, de nombreuses recherches ont été conduites dans ce domaine. La contraction musculaire induite par électrostimulation présente des caractéristiques particulières, et les données physiologiques correspondantes sont encore peu maîtrisées.

Les applications actuelles de l'électrostimulation musculaires sont nombreuses, nous ne retiendrons que celles utilisant des méthodes non invasives (électrodes de surface):

- stimulation du **muscle sain du sportif**, pour lequel il est recherché une amélioration de la force maximale (Currier et Mann, 1983 ; Walmsley et al, 1984 ; Selkowitz, 1985 ; Kramer et al, 1987 ; Poumarat et Dabonneville, 1989 ; Delitto et al, 1989 ; Cometti, 1990), ou de l'endurance musculaire (Balogun, 1987 ; Duchateau et al, 1988),

- stimulation du **muscle partiellement ou totalement dénervé** (Davis, 1983 ; Singer, 1987 ; Siatras et al, 1993),

- **préservation de la fonction musculaire et lutte contre l'atrophie**, pour renforcer le muscle, après un traumatisme articulaire, une opération chirurgicale, une immobilisation plâtrée (Moloney et al, 1972 ; Eriksson et Haggmark, 1979 ; Gould et al, 1982 ; Morrissey et al, 1985 ; Nitz et Dobner, 1987 ; Denning, 1988 ; Delitto et al, 1988a et 1988b ; Wigerstrad et al, 1988),

- recherche d'un **effet antalgique** (contre la douleur) afin de réduire la prise de médicaments (Eriksson et al, 1981 ; Denning, 1988).

La variété des domaines d'application de la stimulation électrique devrait conduire à la définition de protocoles d'entraînement ou de rééducation efficaces. Ceci suppose également la mise en place de systèmes d'évaluation de l'efficacité motrice fiables, donnant des résultats reproductibles. Ce qui n'est pas le cas dans la littérature à notre connaissance.

2.1. - Généralités sur les paramètres de la stimulation électrique

Dans ce paragraphe nous limiterons notre présentation aux caractéristiques des courants utilisés pour leurs effets excito-moteurs, c'est-à-dire permettant l'obtention d'une contraction musculaire à partir de la stimulation des structures nerveuses périphériques.

2.1.1 - Les courants excito-moteurs

Deux grands types de générateurs peuvent être répertoriés:

- les stimulateurs à voltage constant,
- les stimulateurs à courant constant.

La loi d'Ohm permet de se rendre compte de la différence entre ces deux types.

$$U = R * I$$

U représente la différence de potentiel (ou voltage) exprimée en Volt,

R la résistance du circuit (en Ohm) et I l'intensité du courant (en Ampère).

Pour les stimulateurs à courant constant, encore appelés générateurs de courant, toute modification de l'impédance (R) s'accompagne d'une variation de voltage (U)

et l'intensité (I) délivrée reste constante.

En présence de l'effet capacitif de la peau, le courant réellement transmis par un générateur à voltage constant diminue au fil du temps, alors qu'un générateur à courant constant permet de délivrer un courant stable.

Les générateurs dits à courant constant seraient les plus appropriés à assurer une efficacité optimale (valeur de force obtenue). (Poumarat, 1993).

Les types de courant délivrés par les générateurs de courant peuvent être : continu, faradique, interférentiel, haut-voltage, et à impulsions.

2.1.1.1 - Le courant continu

Le courant continu, polarisé, encore appelé courant galvanique est appliqué pendant plusieurs secondes. Il peut être aussi interrompu, c'est à dire se présenter comme une suite d'impulsions dont les durées peuvent varier de quelques microsecondes (μs) à une seconde (1 s).

Le courant continu peut être unidirectionnel, renversé, ou avec une pente d'installation. (Fig.2)

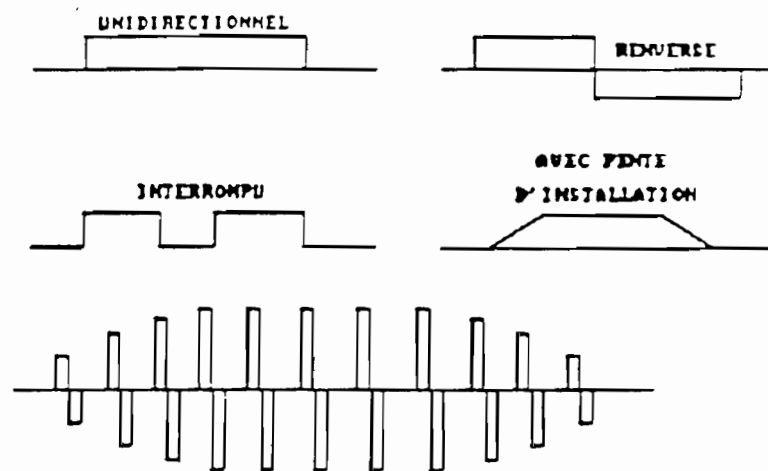


Fig. 2 - Différents types de courant.
D'après Poumarat (1993)

2.1.1.2 - Le courant à impulsions

Le courant à impulsion est caractérisé par le fait que chaque impulsion dure de quelques microsecondes à quelques millisecondes. Les impulsions peuvent être monophasiques (carrée, rectangulaire, triangulaire) ou biphasiques (carrée, sinus) symétrique ou non. Les courants de types rectangulaire ou carré seraient privilégiés, lors de la stimulation électrique du muscle sain, du fait que la dépolarisation des tissus biologiques s'effectuerait sur un front montant raide. Par contre un courant avec pente d'installation est nécessaire lorsque le muscle est privé totalement ou partiellement de son innervation (Fig.3).

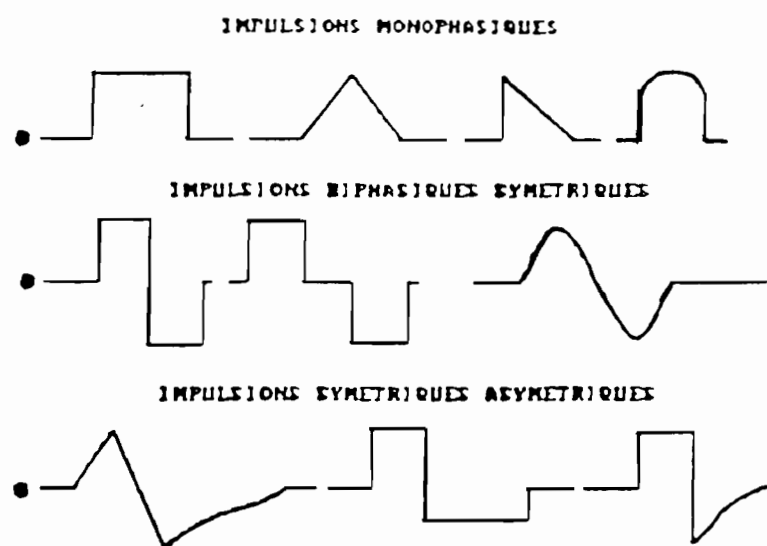


Fig. 3 - Différents types de d'impulsions.
D'après Poumarat (1993)

2.1.2 - La durée des impulsions

Les impulsions peuvent être monophasique, biphasique ou polyphasique, et offrent des caractéristiques adéquates à la stimulation des tissus excitables (nerfs et muscles).

La phase (Fig. 4) est considérée comme l'unité permettant de décrire les trois types d'impulsions cités plus haut (Alon, 1987). Tandis que l'impulsion monophasique est constituée d'une seule phase (Fig. 4A), ce n'est pas le cas des impulsions biphasiques et polyphasiques (Fig.4B) constituées de deux ou plusieurs phases symétriques ou asymétriques. La durée des impulsions peut aller d'une valeur voisine de 0 à une valeur correspondant à la période (Poumarat, 1993). La durée d'une phase débute avec le passage du courant par 0 et se termine par le retour à ce point où la polarité est égale à 0. En courant biphasique, la durée de l'impulsion comprend deux phases, positive et négative. Pour les trains d'impulsions, chaque cycle à l'intérieur de l'enveloppe représente la durée d'impulsion alors que le demi-cycle, représente la durée de la phase (Portmann, 1991).

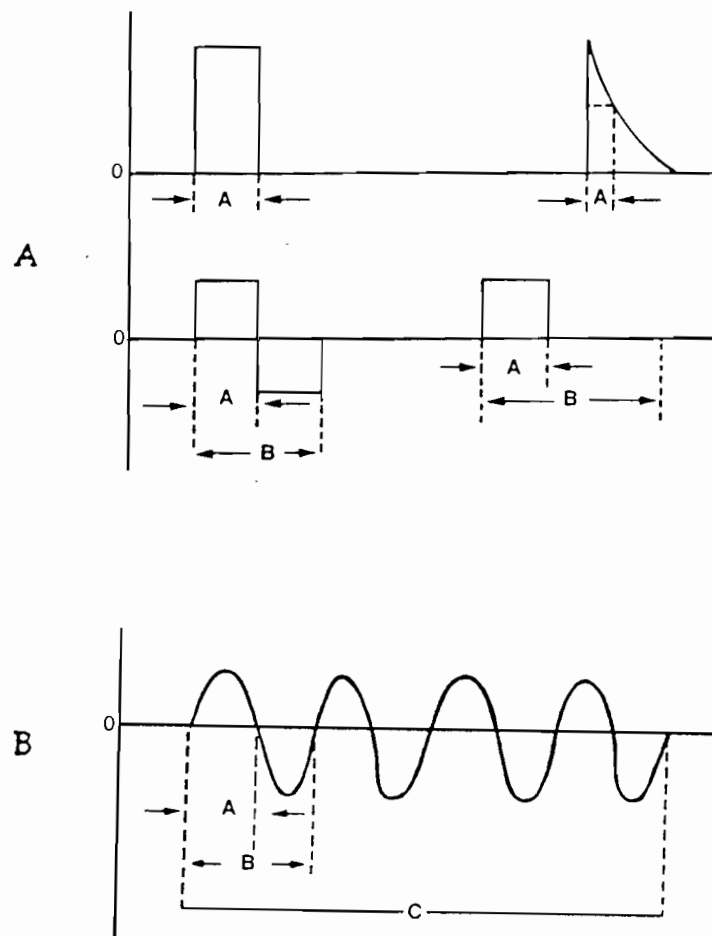


Fig. 4 - Durée d'impulsion :
 A = durée de la phase ; B = durée de l'impulsion
 C = durée d'un train d'impulsions.
 D'après Portmann (1991)

2.1.3 - Les durées d'impulsion testées en électrostimulation

L'efficacité de la stimulation électrique musculaire, en termes de gain de force (FMV) et de confort (moins de douleur), dépend également de la durée des impulsions du courant qui parviennent au muscle. Une courte durée d'impulsion a l'avantage d'être beaucoup moins douloureuse (Gracanin et Trnkoczy, 1975 ; Lloyd et al, 1986). En comparant deux durées d'impulsion Gracanin et Trnkoczy (1975) ont trouvé qu'une durée de 0.3 ms est plus confortable qu'une autre de 1 ms appliquées sur les muscles du mollet. Une durée d'impulsion optimale comprise entre 20 μ s et 200 μ s pour les muscles du biceps brachial, avec une contraction musculaire non douloureuse autour de 100 μ s est retenue par l'étude de Alon (1983).

Portmann (1991) fait remarquer, que plus la durée de l'impulsion est courte (100 μ s à 400 μ s), plus une grande intensité de courant est nécessaire pour produire des contractions musculaires maximales. L'auteur suggère qu'il serait préférable d'utiliser des impulsions biphasiques symétriques (sinusoïdal ou rectangulaire) qui nécessiteraient moins de courant, sous forme de moyenne ou haute fréquence modulée en basse fréquence que les autres formes d'impulsion.

Selon Li et Bak (1976), les impulsions de courtes durées permettraient le recrutement des grosses fibres nerveuses. Alors que cet aspect n'est pas souvent pris en compte dans certaines études.

2.1.4 - Autres types de courants

Il existe plusieurs autres types de courant.

* **Courant faradique**

Il est utilisé à des fins cliniques. L'impulsion faradique est une impulsion asymétrique biphasique. Le courant faradique est peu utilisé dans les traitements cliniques, parce qu'il est inconfortable (trop douloureux). Il n'offre pas également assez de possibilités de modulation.

* **Courant diadynamique**

Le courant diadynamique est un courant monophasique, développé vers 1950 par redressement de l'hémiphase négative d'un courant sinusoïdal. Il est très inconfortable à cause de sa grande durée d'impulsion.

* **courants interférentiels**

Les stimulateurs interférentiels utilisent deux sources de courant sinusoïdal de fréquences proches. La quantité de courant délivrée est le double de celle délivrée par un seul générateur.

* **courant à haut voltage**

Le stimulateur à haut voltage (**200 volts**) délivre habituellement une impulsion présentant deux pics (crêtes) distincts. Le courant à haut voltage offre de nombreuses applications cliniques : soulagement de la douleur, rééducation musculaire...etc. Son usage serait cependant peu adéquat à la stimulation de gros groupes musculaires.

2.1.5 - Les formes de Courant utilisées dans l'entraînement

Le courant à impulsions est le type de courant plus utilisé dans l'entraînement musculaire par stimulation électrique et dans les besoins cliniques de rééducation du muscle.

De nombreux travaux, ont utilisé en entraînement par électrostimulation des courants à **impulsions monophasiques triangulaires** (Mohr et al, 1985 ; Delitto et al, 1989) ou **rectangulaires** (Kots et Chvilon, 1971 ; Peckman et al 1975 ; Gracanin et Trnkoczy, 1975 ; Portmann, 1976 ; Edwards et al, 1977 ; Houston et al, 1982 ; Duchateau, et al 1984 ; Portmann et Avon, 1984 ; Stefanovska et Vodovnik, 1985 ; Hultman et Spriet, 1986 ; Duchateau et al, 1988 ; Miller et Thépeau-Mathieu, 1989 ; Alway et al, 1990 ; Ishida et al, 1990 ; Portmann, 1991).

Les **courants rectangulaires** semblent induire une force musculaire plus grande, comparativement aux **triangulaires** (Gracanin et Trnkoczy, 1975 ; Johnson et al, 1977). En comparant les impulsions sinusoïdales et rectangulaires, Stefanovska et Vodovnik (1985), ont aussi conclu que la forme rectangulaire est plus efficace pour augmenter la force musculaire (25 % de gain de la FMVI, contre 13 % en impulsions sinusoïdales).

L'**onde biphasique**, peut être symétrique ou asymétrique. L'onde symétrique procurerait un meilleur confort (peu ou pas de douleur) aux sujets, et nécessiterait moins de courant que les autres formes d'impulsions, pour des valeurs de force électro-induite identiques (Alon, 1989). Elle éliminerait les risques de brûlures, de par sa moyenne de polarités nulle (Moreno-Aranda et Seireg, 1981). Ces caractéristiques des impulsions biphasiques symétriques peuvent expliquer le

nombre important de recherches menées à partir de ce type de courant.

Pourtant, selon Thépaut-Mathieu et Pougheon (1992), l'emploi d'un stimulus bidirectionnel peut se justifier dans le souci d'un confort optimal (moins de douleur) pour le sujet, mais n'apparaît pas avoir des conséquences particulièrement bénéfiques sur la réponse musculaire elle-même.

Le choix de la **forme sinusoïdale** pour augmenter la force musculaire, est rapporté par plusieurs auteurs (Andianova et al, 1971 ; Johnson et al, 1981 ; Moreno-Aranda et Seireg, 1981 ; Currier et Mann, 1983 ; Laughman et al, 1983 ; Owens et Malone, 1983 ; Selkowitz et al, 1985 ; Stefanovska et Vodovnik, 1985 ; Johnson et al, 1986 ; Parker et al, 1986 ; Tracy et al, 1988 ; Soo et al, 1988).

La **forme triangulaire symétrique** apparaît dans l'étude de Lai et al (1988) et celle **rectangulaire biphasique symétrique**, dans beaucoup plus de travaux (Portmann et al, 1982 ; Fahey et al, 1985 ; Currier et al, 1986 ; Alon et al, 1987 ; Cabric et al, 1987 ; Cheng-Lu et al, 1988 ; Gobelet et al, 1989).

Les **impulsions asymétriques biphasiques** sont aussi utilisées dans l'entraînement de la force musculaire (Portmann, 1976 ; Portmann et al, 1982 ; Kramer et Serjple, 1983 ; Cox et al, 1986 ; Wong, 1988 ; Poumarat et Dabonneville 1989).

Wong (1988) trouve le **courant biphasique asymétrique** (haut voltage), plus confortable et plus efficace que le monophasique (bas voltage). Cette différence selon Portmann (1991) ne serait pas seulement due à la forme du courant puisque l'étude était réalisée avec une différence des durées d'impulsion (40 μ s pour le monophasique et 300 μ s pour le biphasique). Il est donc probable que l'effet conjugué de la forme du courant et de son intensité traduise cette différence

d'efficacité, si l'on admet qu'une courte durée d'impulsion (40 μ s) nécessite l'utilisation d'une intensité plus importante pour un même effet (Portmann, 1991).

Enfin l'utilisation de **courants interférentiels** pour améliorer la force musculaire est présente dans la littérature, alors que son intérêt pour la stimulation musculaire sportive ne semble pas important (Portmann, 1991). Plusieurs études rapportent des gains de force significatifs en utilisant ce type de courant (Andrianov et al, 1971 ; Morano-Aranda et al, 1981 ; Laughman et al, 1983 ; Selkowitz et al, 1985 ; Stefanovska et Vodovnik, 1985 ; Johnson et al, 1986 ; Tracy et al, 1988 ; Gobelet et al, 1988 ; Cometti, 1990). Ce qui n'est pas l'avis de Currier et Mann (1983).

2.1.6 - Définition des fréquences de courant

Les fréquences des impulsions électriques utilisées en ES, sont généralement regroupées en quatre plages:

- de 0 à 10 Hz, Très Basse Fréquence (TBF);
- de 10 à 200 Hz, Basse Fréquence (BF) gamme moyenne;
- de 200 à 800 Hz, Basse Fréquence (BF) gamme haute;
- de 800 à 4000 Hz, Moyenne Fréquence.

Cette classification répondrait essentiellement à la terminologie utilisée dans le domaine clinique.

Si l'on se réfère aux normes conventionnelles (électriques), il faut alors considérer que pratiquement tous les stimulateurs électriques utilisés dans le domaine clinique délivrent des courants de basses fréquences (Nelson et Currier, 1987).

Le courant de moyenne fréquence (2500 Hz, par exemple) peut être découpé par une basse fréquence de 50 Hz. C'est ce que traduit la terminologie <<modulation en basse fréquence>>. Dans ce cas, la durée d'impulsion maximale autorisée est liée à la période de la moyenne fréquence ($1/2500$), soit inférieure à $400 \mu\text{S}$. Ce type de courant est généralement connu sous le nom de courant de Kotz.

2.1.7 - Les fréquences de stimulation rapportées par la littérature

L'augmentation progressive de la fréquence de stimulation électrique entraîne une augmentation graduelle de la tension, jusqu'à la tension maximale, propre à chaque type de muscle (Edwards et al, 1977 ; Trnkoczy , 1978). Différentes fréquences de stimulation sont utilisées, soit pour obtenir la force maximale (sans entraînement), soit pour rechercher son amélioration (entraînement).

2.1.7.1 - Fréquences de stimulation testées (sans entraînement)

La tension musculaire maximale serait obtenue avec des fréquences proches de 50 Hz pour les muscles lents et de 100 Hz pour les muscles rapides (Gonyea, 1983).

Les fréquences de stimulation de 300 Hz et 600 Hz non modulées seraient des fréquences limites pour les fibres musculaires lentes (ST) et rapides (FT) respectivement, si l'on envisage d'évoquer une tension maximale (Thomas et al 1988).

D'après Small et Stokes (1992), qui ont testé huit fréquences (5, 10, 20, 25, 30, 40, 50 et 100 Hz), en stimulant les adducteurs du pouce, la fréquence de 50 Hz permet d'obtenir une tension musculaire maximale chez 6 des 10 sujets du groupe expérimental. Une force musculaire plus faible serait enregistrée avec la fréquence de 100 Hz comparativement à celle obtenue avec une fréquence de 50 Hz. L'étude considère 50 Hz comme fréquence optimale de stimulation des muscles stimulés. Il existerait une fréquence optimale particulière à chaque groupe musculaire, pour développer une tension maximale.

Les effets de courants excito-moteurs (à forme rectangulaire, biphasique à moyenne nulle) de basses fréquences sont comparés à ceux de courants de moyenne fréquence modulée en basses fréquences, par Ferry (1993). L'étude suggère que la basse fréquence seule (40 ou 60 Hz) permet de développer une force musculaire supérieure à celle développée par des courants de moyenne fréquence seule ou modulée en basse fréquence. Selon cet auteur une basse fréquence de 60 Hz avec une durée d'impulsion de 180 μ s serait plus indiquée pour les muscles de la loge postérieure de la jambe, si l'on recherche la production d'une force maximale, mais elle semble plus douloureuse. Par contre une moyenne fréquence modulée semblerait plus adéquate, si l'on recherche une contraction sous maximale mais confortable (non douloureuse).

2.1.7.2 - Les fréquences utilisées dans l'entraînement par ES

On rencontre dans la littérature un choix assez varié de fréquences d'impulsions électriques utilisées pour le renforcement (entraînement) musculaire.

En établissant un parallèle entre l'entraînement sportif classique et celui par stimulation électrique, Portmann (1991) estime qu'il est pertinent d'entraîner le muscle à de basses fréquences (moins de 50 Hz) pour les spécialités exigeant de l'endurance, alors que des fréquences autour de 100 Hz seraient indiquées pour les disciplines exigeant force et vitesse. D'après ce même auteur, la variabilité des proportions de fibres (ST/FT) dans le quadriceps fémoral, par exemple, d'un sujet à l'autre et selon la discipline sportive pratiquée, rend difficile le choix de la fréquence de stimulation optimale lorsqu'il s'agit d'obtenir une contraction maximale de toutes les unités motrices composant ce muscle. L'objectif est de proposer une stimulation électrique personnalisée, ayant une efficacité optimale tout en préservant un confort relatif pour le sujet.

En associant la stimulation électrique (courant rectangulaire à 25 Hz) aux contractions volontaires, Currier et al (1979) n'ont relevé aucune différence significative de force entre l'entraînement par contractions volontaires seules et celui où contractions volontaires et stimulation électrique sont superposées. Des gains de force maximale volontaire isométrique (des quadriceps fémoraux) de 19 % sont obtenus en contraction volontaire contre 21 % pour contractions et stimulation combinées, après 10 séances d'entraînement.

Pour la même fréquence (25 Hz) Stefanovska et Vodovnik (1985) en utilisant des impulsions rectangulaires et sinusoïdales (2500 Hz modulées en rectangulaires de 25 Hz), rapportent aussi une augmentation de la force maximale volontaire isométrique des quadriceps fémoraux de 13 % à 25 %, après un entraînement de 15 séances.

Les résultats des deux études précédentes sont similaires (21. % et 13 à 25 % de

gain en FMV) , alors que des valeurs d'intensité du courant significativement différentes ont été utilisées (Intensité max tolérée dans la première étude, et 5 % de la FMV dans la seconde).

Plusieurs études ont rapporté une augmentation de la force (de 5 % à 58 %) en utilisant une fréquence de 50 Hz (Laughman et al, 1983 ; Fahey et al, 1985 ; Selkowitz et al, 1985 ; Cabric et Appell, 1987 ; Cheng-Lu et al, 1988 ; Gobelet et al, 1989 ; Cometti, 1990). Certaines études ont au contraire utilisé la fréquence de stimulation de 50 Hz sans obtenir des gains de force (Currier et Mann, 1983 ; Mohr et al, 1985 ; Currier et al, 1986 ; Farrance et al, 1987).

Kramer et Semple (1983) rapportent un gain de force musculaire de 13.3 % en stimulant le quadriceps fémoral à 100 Hz pendant 10 à 12 séances d'entraînement.

Dans une étude comparant l'entraînement par stimulation dynamique à celui par stimulation statique des extenseurs de la jambe, Portmann (1991) rapporte des gains de FMV de 21.4 % (stimulation statique) contre 17.8 % en dynamique, pour une fréquence de stimulation de 2000 Hz modulé à 100 Hz, après 4 séances.

Duchateau et al (1988) ont trouvé la stimulation avec impulsion rectangulaire (0.2 ms) de 100 Hz, des adducteurs du pouce moins efficace qu'une contraction volontaire, après un entraînement de 30 séances. Cependant un gain de FMVI de 13.8 % est obtenu dans cette étude.

Enfin de nombreuses études ont utilisé des fréquences entre 50 Hz et 100 Hz pour l'entraînement par stimulation électrique (Portmann et al, 1982 ; Delitto et al, 1989 ; Miller et Thépeaut-Mathieu, 1989 ; Poumarat et Dabonneville, 1989).

2.1.8 - Les électrodes : taille et positionnement

L'entraînement musculaire par la stimulation électrique, utilise essentiellement des électrodes de surface. Celles-ci assurent la liaison source de courant-peau et devraient être d'aussi faible résistance (électrique) que possible. L'électrostimulation transcutanée dépolarise en premier lieu le nerf périphérique à la surface du muscle <<point (s) moteur (s)>> (préalablement localisé), puis les fibres nerveuses plus éloignées, favorisant ainsi l'activation de l'ensemble des unités motrices.

L'épaisseur des tissus cutanés et sous-cutanés, le degré de vasodilatation, la température des tissus et le type de fibre musculaire stimulé, peuvent faire varier le seuil d'excitabilité.

La surface, l'impédance, la position des électrodes ainsi que le matériau dont elles sont constituées influencent la pénétration du courant dans les tissus de lors de l'électromyostimulation clinique ou sportive (Portmann, 1991).

2.1.8.1 - Effets liés à la taille des électrodes

Le choix de la taille des électrodes est justifié par l'effet spécifique recherché par l'électrostimulation. Il doit également tenir compte des muscles à stimuler : si de grandes électrodes (9 x 6 cm) sont utilisées pour la stimulation du quadriceps, la stimulation des muscles du mollet ou du bras nécessiterait par contre, des électrodes plus petites. Par exemple Kralj et al (1971) proposent des électrodes de 25 cm² de surface, pour la stimulation des muscles fléchisseurs du genou contre 36 cm² pour les extenseurs.

L'utilisation d'électrodes de taille non adéquate (trop petite ou trop grande), expose respectivement à:

- une trop grande densité de courant à l'endroit stimulé, d'où le risque de brûlures de la peau,
- une dispersion du courant, qui rendrait moins spécifique la stimulation d'un muscle; les muscles voisins dont la contraction n'est pas souhaitée peuvent alors être stimulés.

Cependant dans la littérature, il n'existe à notre connaissance que très peu d'études relatives à la taille des électrodes, et les résultats obtenus ne sont que parcellaires et difficilement exploitables.

En examinant l'effet de la taille de 4 paires d'électrodes (3 x 3, 6 x 6, 9 x 9 et 5 x 12 cm) sur les seuils d'excitation motrice et de douleur, Alon (1985) rapporte un gain de force maximale volontaire de 13.3 % immédiatement après tous les tests. De même, une tolérance à la stimulation électrique significativement plus grande serait obtenue avec les électrodes de grande taille. Les électrodes plus larges permettent également d'obtenir des force significativement plus importantes et ce avec peu de douleur. D'après Alon (1987) et Portmann (1991) ces résultats seraient expliqués par la relation existant entre la surface des électrodes, l'impédance cutanée, la densité de courant sous les électrodes, la spécificité de la stimulation et la réponse électro-induite obtenue.

La sélectivité musculaire (stimulation élective d'un muscle sans co-activation des agonistes) de la stimulation électrique n'est cependant pas précisée.

De Domenico et Strauss (1986), en comparant l'efficacité de sept différents stimulateurs (fréquences entre 50 Hz et 100 Hz, courants mono et biphasiques),

relèvent des variations significatives de la tension musculaire électroinduite, entre les différentes électrodes testées, leur position sur divers groupes musculaires et leur taille. La limitation à 50 mA de l'intensité délivrée par certains appareils pose évidemment le problème de l'efficacité de la stimulation en termes de valeur de la force électriquement évoquée. Les valeurs de force relevées ne correspondent pas nécessairement aux valeurs maximales qu'il eut été possible d'obtenir avec des intensités plus fortes. Dès lors la validité des conclusions annoncées est sujette à caution.

2.1.8.2 - Positionnement des électrodes

Deux techniques peuvent être distinguées en électrostimulation : la technique monopolaire (fig 5.1) et la technique bipolaire (fig 5.2).

En **technique monopolaire**, une grande électrode (9 x 12 cm) de dispersion (électrode indifférente, placée sur une surface autre que celle concernée par ES) et une ou deux petites électrodes (électrodes actives; 7 x 7 cm) sont utilisées (Kramer, 1984). La densité du courant d'excitation serait forte sous la petite électrode et faible sous la grande, ce qui diminuerait l'effet excitateur. Portmann (1991) propose que la somme des surfaces des petites électrodes soit inférieure à la surface de l'électrode indifférente. L'application de la technique monopolaire en électrostimulation, permettrait surtout de répondre à des besoins thérapeutiques, lorsqu'il est nécessaire de rechercher une contraction très localisée (Alon, 1987).

La **technique bipolaire** utilise deux électrodes de mêmes dimensions ou de dimensions différentes. Une électrode (la proximale) est placée sur le <<point

moteur>> (après sa localisation) en regard des diverses branches motrices du nerf. La ou les électrodes distales sont fixées sur le ou les ventres musculaires (Currier, 1979 ; Laughman, 1983 ; Alon, 1985 ; Cox et al, 1986).

La technique bipolaire est la plus utilisée dans l'entraînement du muscle par électrostimulation.

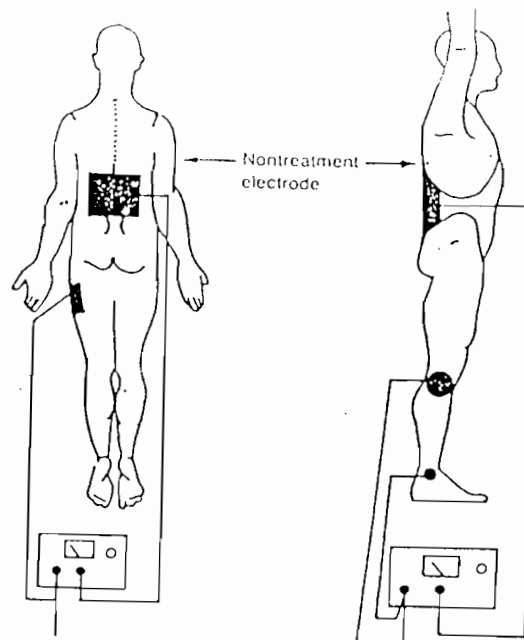


Fig. 5.1 - Technique monopolaire

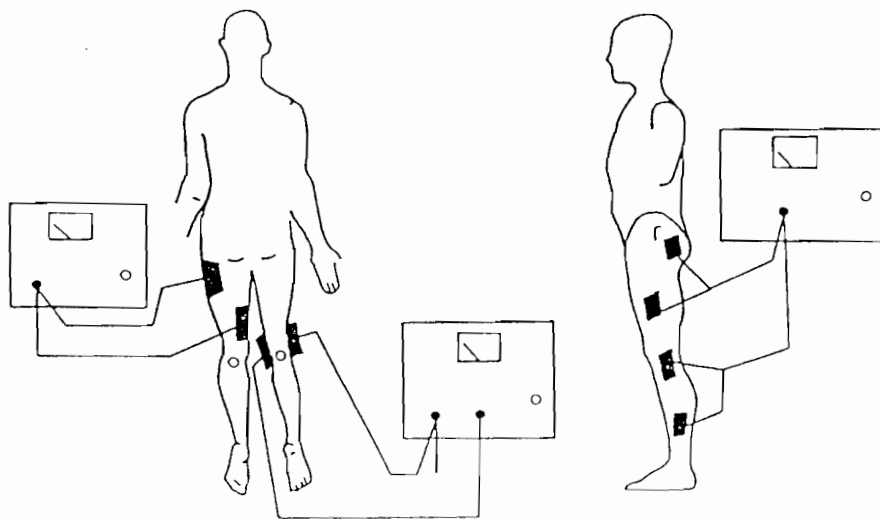


Fig. 5.2 - Technique bipolaire

Fig. 5 - Techniques monopolaire et bipolaire

D'après Alon (1967)

3) - L'ELECTROSTIMULATION : MOYEN DE PRODUCTION DE LA FORCE MUSCULAIRE.

3.1 - Effet des paramètres de courant sur la force électro-induite

Quelques études ont été consacrées à l'évaluation de la force musculaire induite par la stimulation électrique appliquée seule, ou simultanément à une contraction volontaire (sans entraînement préalable). Afin de permettre une comparaison interindividuelle les valeurs de force développées (en Newton) sont généralement transformées en moments exprimés en "Newton.mètre". Il est alors tenu compte de la longueur des segments et de l'angulation de ceux-ci par rapport à la verticale. La variété des protocoles expérimentaux en ce qui concerne les caractéristiques des courants utilisés, leur mode et leur durée d'application ne permet pas toujours une comparaison objective des études. Il est difficile d'arriver à une conclusion formelle sur la capacité de la stimulation électrique à induire une force maximale. Les résultats obtenus peuvent être remis en cause si les paramètres choisis ne sont pas optimaux (plus de 60 % de FMV). Force est de reconnaître que la grande majorité des stimulateurs électriques disponibles sur le marché sont dédiés à une application particulière et n'offrent pas un choix de paramètres de courant de stimulation suffisant pour conduire une véritable recherche (Poumarat, 1993).

Il semblerait cependant, que l'électrostimulation appliquée seule produise moins de force que la contraction volontaire seule. Des valeurs représentant plus de 60 % (Edwards et al, 1977) à 87 % (Kramer, 1984 et 1987) des valeurs de

moment maximal volontaire sont rapportées lorsque la stimulation électrique est appliquée seule.

Kramer et al (1984) ont comparé 3 stimulateurs délivrant des courants de différentes fréquences et formes :

- une onde monophasique rectangulaire à 45 Hz,
- une onde biphasique rectangulaire asymétrique à 100 Hz,
- une onde biphasique triangulaire asymétrique à 100 Hz.

Ils ont obtenu des contractions électro-induites équivalentes à 53 % de force maximale volontaire pour le stimulateur à 45 Hz et de 93 % et 67 % pour chacun des deux à 100 Hz, respectivement. L'étude suggère que l'électrostimulation des quadriceps fémoraux, produit moins de force que leur contraction volontaire. Le courant biphasique asymétrique rectangulaire serait plus efficace que les deux autres. Ces conclusions nous semblent peu pertinentes dans la mesure où, même à fréquence de stimulation égale (100 Hz), la quantité de courant délivrée n'est pas la même pour ces différentes formes de courant.

De Domenico et Strauss (1986) ont testé l'effet de 7 stimulateurs sur les quadriceps fémoraux, la jambe étant fixée à un angle de 60 °. Différentes fréquences (entre 50 Hz et 100 Hz), formes de courant et durées d'impulsion sont utilisées. Ils concluent que tous les stimulateurs induisent des contractions significativement plus faibles que la contraction volontaire. Quelques sujets ont obtenu, à certaines occasions, plus de 100 % de leur force volontaire, avec l'électrostimulation. Rien cependant ne permet de vérifier que les sujets ont réellement développé une force maximale lors des contractions volontaires. La limitation de l'intensité maximale de courant délivrée par quelques uns de ces

stimulateurs pourrait également influencer les valeurs de force obtenues.

Kramer (1987) a comparé l'effet sur le quadriceps fémoral de trois fréquences de courant (20 Hz, 50 Hz, et 100 Hz) délivré par un même stimulateur. Le courant est asymétrique biphasique rectangulaire. Il n'est pas relevé de différence significative de la force électro-induite entre les stimulations à 50 Hz et 100 Hz (84 % et 87 % de FMV respectivement). Par contre à 20 Hz une force significativement plus faible est obtenue par rapport aux deux autres fréquences.

3.2 - Effet de la superposition de l'électrostimulation à la contraction volontaire

Kramer (1987b) a comparé les moments de force isométriques d'extension du genou, lors des contractions musculaires maximales volontaire, électro-induite seule, volontaire et électro-induite combinée. Des fréquences de stimulation de 20, 50 et 100 Hz sont utilisées. Les meilleurs résultats (valeur de force, douleur minimale) sont obtenus lors de la superposition de de l'électrostimulation aux contractions volontaires pour les fréquences de 50 et 100 Hz. Les forces obtenues sont de mêmes intensités que celles enregistrées lors des contractions maximales volontaires. Pour ces trois conditions expérimentales les moments de force sont significativement plus importants que ceux obtenus lorsque l'électrostimulation est appliquée seule à 20, 50, et 100 Hz, et lorsqu'un courant de 20 Hz est superposé à la contraction volontaire ($p < 0.1$).

Dans une étude précédente (Poumarat et al, 1992) nous avons étudié les effets de la superposition de la stimulation électrique à des contractions

isocinétiques. Les valeurs du moment maximal obtenues, pour les deux vitesses de mouvement testées ($12^\circ/\text{s}$ et $30^\circ/\text{s}$) étaient significativement plus faibles que lors des contractions maximales volontaires. Cette observation nous permet de supposer que la stimulation électrique ne peut recruter plus d'unités motrices que la contraction volontaire. Cependant nous pensons également que le manque d'accoutumance des sujets à la stimulation électrique, et à ce mode de contraction fournit une explication potentielle aux résultats obtenus. D'autre part la difficulté de maintenir la posture du tronc et des cuisses pendant le mouvement d'extension de la jambe peut également avoir une influence sur les valeurs de force mesurées.

3.3 - Effet de la posture de test ou d'entraînement

Il est admis que le gain de force est spécifique à l'angle d'entraînement, aussi bien en entraînement volontaire (Lindh, 1979 ; Kitai et Sale, 1989) que par stimulation électrique (Miller et Thépaut, 1990) . L'évaluation de la force maximale est réalisée à différents angles articulaires, dans le but de rechercher une longueur musculaire "in situ", qui soit optimale (favorisant le développement d'une force maximale).

Richard et Currier (1977) , Currier (1977) ont suggéré une flexion de la jambe à 60° et un angle cuisse-tronc entre 110° et 130° , comme angulations articulaires permettant une efficacité musculaire maximale.

Kramer (1987a) a évalué de la force d'extension du genou par stimulation électrique à quatre angles différents. L'auteur rapporte que l'électrostimulation appliquée seule permet d'atteindre 72 % de FMV à 5° , 75 % de FMV à 90° , 84 %

de FMV à 30° et 90 % de FMV à 60°).

Vanderthommen et Crielaard (1993) rapportent que l'électrostimulation du quadriceps par le courant à impulsion asymétrique bidirectionnelles est réalisée de façon optimale lorsque le genou est fléchi à 30°.

Différentes angulations articulaires ont été utilisées dans la littérature. De nombreuses d'études sur le quadriceps fémoral ont choisi une flexion de la jambe à 60° (Clarke, 1950 ; Selkowitz et al, 1985 ; Kramer, 1987 ; Lawani, 1990 ; Poumarat et al, 1990 ; Poumarat et al, 1992). D'autres recherches ont utilisé des angles de flexion de la jambe inférieurs à 60° (Alon, 1985 ; Wong et al, 1986 ; MacDonnell et al, 1987), ou des angles supérieurs à 60° (Edwards et al, 1977 ; De Domenico et Strauss, 1986).

De même l'angle entre le tronc et la cuisse varie entre 90° (Edwards et al, 1977 ; Macdonnell et al, 1986), 100° (Alon, 1985 ; Kramer, 1987) et 110° (Currier, 1977 ; Lawani, 1990 ; Poumarat et al, 1990 ; Poumarat et al, 1992).

Un choix aussi varié des angles articulaires pour évaluer la force maximale justifie les différentes valeurs de force rapportées dans la littérature. Cependant de nombreuses recherches situent les angles d'efficacité musculaire entre 100 et 120° pour les segments cuisse-tronc et autour de 60° pour les segments jambe-cuisse.

3.4 - Influence du sexe sur la force musculaire maximale

Currier (1977) a rapporté une différence significative de la force maximale volontaire d'extension du genou entre hommes et femmes. La force enregistrée

chez les femmes ne représente que 68.3 % de celle des hommes.

Une différence significative ($p > 0.1$) des valeurs (absolues) de force musculaire maximale entre les femmes et les hommes quel que soit le mode de contraction considéré (volontaire, électrostimulation, volontaire plus électrostimulation) est également rapportée par Kramer (1987a et 1987b). Mais l'expression de la force électro-induite en pourcentage de la force volontaire, ne laisse apparaître aucune différence significative entre femmes (89 %) et hommes (88 %). L'auteur suggère, que les hommes et les femmes pourraient activer volontairement ou par stimulation, une proportion similaire des unités motrices au niveau des muscles extenseurs du genou.

L'intensité de courant de stimulation appliquée à chaque groupe de sujets, n'étant pas précisée dans cette étude, Il est probable qu'une valeur similaire de force électro-induite soit obtenue avec des intensités de courant significativement différentes. Ceci pourrait traduire une différence de sensibilité à la stimulation, entre femmes et hommes. Le problème de l'impédance de la peau dans l'application de la stimulation électrique transcutanée, pourrait être envisagé (Lawani, 1990).

Il apparaît dans la littérature une grande variabilité en ce qui concerne la durée d'application de l'électrostimulation. Il n'est pas souvent tenu compte de l'influence de la fatigue musculaire sur la force électro-induite.

3.5 - Effet de la stimulation électrique sur la fatigue musculaire

Quelques travaux ont évalué l'effet de la stimulation électrique sur la fatigue musculaire.

Edwards et al (1977), en stimulant à 30 Hz et 100 Hz deux groupes musculaires différents (quadriceps et adducteur du pouce), ont rapporté qu'une stimulation électrique continue de 18 s, entraînerait une diminution de la force maximale du quadriceps de 9,7 % si elle est appliquée à 30 Hz et de 59,6 % à 100 Hz.

Duchateau et Hainaut (1985), ont rapporté que 60 secondes de contractions soutenues de l'adducteur du pouce diminue la force tétranique de 40 % de sa valeur initiale. Les auteurs concluent à un rôle important du processus intracellulaire (accumulation des métabolites), dans la défaillance contractile lors des contractions électro-induites soutenues ou intermittentes.

Balogun (1987) a noté une diminution de la force maximale de préhension (force résultante d'une flexion simultanée des doigts et du pouce) après application de l'électrostimulation. L'endurance musculaire locale (de la main) pré-stimulation est significativement plus grande que celle obtenue après la stimulation. Les fléchisseurs du poignet et des doigts sont stimulés chez quarante-six étudiants avec une fréquence de 50 Hz. Le programme de stimulation utilisé dans cette étude, comprenait 10 contractions de 15 s chacune et un temps de repos de 50 s entre les contractions (15/50/10), l'intensité de courant maximale tolérée par chaque sujet était appliquée.

Il est essentiel de retenir que l'électrostimulation appliquée seule ou superposée à la contraction volontaire ne permet pas de développer des forces supérieures à celles obtenues lors de la contraction volontaire. Cependant la superposition de la stimulation électrique à la contraction volontaire pourrait être envisagée comme moyen permettant d'obtenir des contractions musculaires maximales.

4) - ELECTROSTIMULATION ET ENTRAÎNEMENT DU MUSCLE SAIN

Les recherches sur l'entraînement du muscle sain par électrostimulation rapportent des conclusions divergentes. Certains auteurs n'ont relevé aucun progrès, et même soulignent que l'électrostimulation est moins efficace que l'entraînement volontaire classique. De nombreux travaux ont en revanche relevé des gains de force significatifs après entraînement sous ES

4.1 - L'inefficacité de ES par rapport à l'exercice volontaire

Plusieurs études sur l'entraînement du muscle par stimulation électrique ont rapporté que l'électrostimulation ne serait pas plus efficace que l'exercice isométrique volontaire pour augmenter la force musculaire (Currier et al 1979; Eriksson et al, 1981; Laughman et al, 1983 ; Owens et Malone, 1983 ; Currier et Mann, 1984 ; Duchateau et Hainaut 1985 ; Nancy, 1992).

L'entraînement par électrostimulation ne serait pas plus intéressant que celui par contraction volontaire, en termes de rendement (gain/force développée à l'entraînement). Toutefois, des réserves sont émises quant aux mécanismes physiologiques mis en jeu par ces différents modes de contraction (Duchateau et al, 1988 ; Miller et Thépaut-Mathieu, 1989).

Selon Duchateau (1991) aucune modification significative de la vitesse de contraction du muscle par ES n'a pu être mise en évidence. L'étude conclut que "l'utilisation d'une fréquence d'activation musculaire supérieure aux conditions physiologiques n'est pas suffisante pour induire une adaptation de la cinétique

contractile".

Il semble aussi que l'entraînement par stimulation électrique du muscle durant six semaines n'influencerait ni la répartition et la taille des fibres musculaires (Gobelet et al, 1989), ni le débit cardiaque ou la pression sanguine (Carlson et al 1988; Tracy et al, 1988; Currier et al 1986).

Nancy (1992), souligne que la stimulation électrique ne serait pas un stimulus adéquat pour l'entraînement des muscles normaux (sains), et soutient que l'entraînement volontaire serait nécessaire pour améliorer la force musculaire. L'auteur suggère que le manque d'efficacité de l'entraînement par stimulation électrique relevé dans de nombreux travaux, de même que dans les siens pourrait s'expliquer par **le manque d'implication du système nerveux central dans le recrutement des unités motrices sollicitées**. On pourrait alors se poser la question de l'utilité de remplacer l'influx nerveux provenant du système central, par un courant exogène, chez des sujets sportifs. En fait, l'intensité de la stimulation appliquée dans cette étude ne permet pas d'atteindre 60 % de FMV, chez la plupart des sujets. Ce qui est évidemment différent de ce qui est demandé en contraction volontaire et représente un stimulus insuffisant quand on sait qu'une amélioration de la force ne peut être envisagée que pour des charges d'entraînement autour de 60 % de FMV. L'existence d'une corrélation entre le nombre d'unités motrices activées et l'intensité de stimulation appliquée est rappelée par Hainaut et Duchateau (1992).

4.2 - Gains de force et différentes adaptations rapportés après entraînement par électrostimulation

4.2.1 - Les gains de force obtenus

Un grand nombre de travaux concluent à des gains de force isométrique substantiels allant de 9% à 58% après un entraînement sous stimulation électrique (Kots et Chwilon, 1971 ; Currier et al, 1979 ; Romero et al, 1982 ; Laughman et al, 1983 ; Fahey et al, 1985 ; Selkowitz et al, 1985 ; Stefanovska et Vodovnik, 1985 ; Cabric et Appell 1987; Cometti 1990 ; Miller et Thépeau-Mathieu, 1989 ; Poumarat et Dabonneville, 1989 ; Portmann, 1991). Il est intéressant de lire dans les travaux de Portmann (1991), que les gains de force significatifs trouvés par Kots et Chwilon (1971) et Andrianov et al (1971), souvent cités comme référence, ne sont pas les résultats de la stimulation électrique seule. Ils sont plutôt les résultats d'un effet combiné de la stimulation électrique et des tests de force effectués au cours des séances de stimulation. L'influence des tests de force représenterait 51.6 % du gain total, dans son étude. Cette valeur élevée, ne permet pas de se rendre compte du gain en force, lié à l'application de la stimulation électrique seule.

Pichon (1993) rapporte que la stimulation électrique permet d'augmenter significativement les valeurs de la force maximale excentrique (+12,6 % à +15 %), isométrique (+20 %) et concentrique (+17,7 % à +17,9 %). Dans cette étude les quadriceps fémoraux ont été stimulés pendant 9 séances avec des impulsions de 200 μ s à 80 Hz. Nous pensons en accord avec Hakkinen (1985) qu'un entraînement en stimulation de 9 séances est insuffisant pour conclure à une

absence de modifications des capacités musculaires. L'augmentation des performances pouvant en grande partie être associée à une amélioration de la commande motrice nerveuse.

4.2.2 - L'hypertrophie musculaire

D'après Alway et al (1990), il existe une corrélation entre la force, la section transversale des fibres musculaires et la durée de l'entraînement.

Cabric et al (1987) et (1988) rapportent une hypertrophie musculaire (augmentation de la section transversale des fibres) de 20 % en appliquant un courant de 2500 Hz et une intensité maximale. Le rapport du nombre de capillaires / nombre de fibres n'aurait pas significativement été modifié, par contre le nombre de capillaires par surface de fibre aurait augmenté de façon significative.

Saint Pierre et al (1986), en stimulant électriquement pendant sept séances, le vaste médial chez des sujets entraînés avec des impulsions électriques (ondes sinusoïdales) de 2500 Hz modulées à 50 Hz, ont noté une diminution significative de la surface des fibres rapides et une tendance à la diminution (non significative) de la surface des fibres lentes, chez sept sujets masculins. Quant aux sujets féminins au nombre de cinq, une augmentation de la surface des fibres rapides serait relevée contre une diminution de celle des fibres lentes. Les auteurs n'ont pas mesuré l'amélioration de la force maximale volontaire isométrique. Ici aussi, la durée relativement courte du protocole d'entraînement ne permet pas de conclure sur l'effet réel de ES sur la taille des fibres musculaires.

Des diminutions significatives de la section transversale des fibres IIa de

25 %, IIb de 33 % et une augmentation de celle des fibres I de 13 % seraient relevées chez un athlète de haut niveau qui toléra 200 mA (112 % de FMV) d'un courant de 2500 Hz modulé à 75 Hz durant dix-huit séances (Delitto et al, 1988). Ce résultat mérite d'être pris avec une certaine prudence, du fait qu'il représente un cas particulier.

4.2.3 - L'adaptation de la commande nerveuse

D'après Currier et Man (1983) l'amélioration de la force musculaire en électrostimulation s'expliquerait par des changements intracellulaires (muscles) et l'adaptation nerveuse.

Hainaut et Duchateau (1992) soulignent que les adaptations au niveau des fibres nerveuses seraient observables de manière indirecte. Les améliorations significatives de force obtenues en peu de séances d'entraînement par ES dans la plupart des études, seraient le résultat d'une amélioration de la commande nerveuse; le nombre de séances étant insuffisant pour induire une modification de la taille des fibres musculaires.

4.2.4 - L'adaptation cardiorespiratoire et métabolique

Portmann (1991) rapporte une consommation d'oxygène et une fréquence cardiaque (FC en pourcentage de la valeur maximale) plus faibles lors de séances de stimulation électrique comparativement à des séances réalisées en entraînement volontaire :

- $\dot{V}O_2 = 40.2\%$ et $FC = 73.2\%$ au cours d'exercices volontaires dynamiques (avec extension de jambe),

- $\dot{V}O_2 = 34.5\%$ et $FC = 75.9\%$ au cours d'exercices volontaires statiques (isométriques, jambes immobilisées sous un angle de 90° par rapport aux genoux),

- $\dot{V}O_2 = 25.3\%$ et $FC = 57.9\%$ au cours d'exercices électro-induits dynamiques,

- $\dot{V}O_2 = 26.1\%$ et $FC = 58.2\%$ pour exercices électro-induits statiques.

Il n'est pas relevé de différence significative de pressions sanguines systoliques et diastoliques, n'a été relevée entre les quatre formes d'exercices (avant et immédiatement après exercice). L'augmentation des concentrations de lactate sanguin a été significativement plus élevée sous stimulation électrique comparativement aux contractions volontaires :

- 55.5% et 52.1% respectivement pour les contractions isométriques,

- 52.1% et 35.8% pour les contractions dynamiques.

Dans cette étude les deux quadriceps fémoraux ont été stimulés simultanément avec des impulsions monophasiques rectangulaires de 2000 Hz modulé à 100 Hz . Chaque séance d'exercices était composée de 3 séries de 10 contractions musculaires maximales (de 10 s chacune), de périodes de repos de 50 s entre répétitions et 5 min entre les séries. Ces résultats suggèrent une efficacité accrue de la stimulation électrique lors des contractions statiques et dynamiques dans l'amélioration du métabolisme anaérobie lactique.

Selon Eriksson et al (1981) l'électrostimulation même superposée à la contraction volontaire ne favoriserait pas une augmentation de l'activité enzymatique au niveau du muscle sain.

Farrence et al (1987), n'auraient décelé aucune modification significative de l'activité enzymatique des mitochondries, sur le muscle vaste latéral après six semaines de stimulation électrique chez des adultes féminins . Dans ces travaux le quadriceps d'une jambe était stimulé, soit continuellement pendant 30 minutes à 10 Hz, soit par intermittence: 12 secondes de travail, 48 secondes de repos à 50 Hz durant 30 minutes, et ce, 5 jours par semaine.

Après entraînement musculaire par stimulation électrique les résultats sont assez disparates, du fait de la grande variabilité des programmes (durée des séances, paramètres de courant, sujets...).

4.3 - Le choix de l'intensité de la stimulation

Selon Kernell (1987) cité par Kannus et al (1992), la nature de l'adaptation musculaire obtenue, suite à la stimulation, est strictement liée à la tension absolue imposée au muscle pendant l'entraînement.

De nombreuses études ont choisi des intensités de stimulation, selon les seuils subjectifs tolérance de douleur (Currier et al, 1979 ; Eriksson et Haggmark 1979 ; Romero et al, 1982 ; Owens et al, 1983 ; Fahey et al, 1985 ; Mohr et al, 1985 ; Cox et al, 1986 ; Parker et al, 1986 ; Farrance et al, 1987 ; Cabric et al, 1988 ; Gobelet et al 1989 ; Miller et Thépeaut-Matieu, 1989 ; Poumarat et Dabonneville, 1989 ; Portmann, 1991). D'autres ont présélectionné des intensités de stimulation, qui produiraient des tensions musculaires comprises entre 5 % et 50 % de F1MV (Laughman et al, 1983 ; Stefanovska et Vodovnik, 1985 ; Currier et al, 1986 ;

Carlson et al, 1988 ; Cheng-Lu et al, 1988) ou entre **50 % et 80 %** de FMV (Johnson, 1977 ; Currier et Mann, 1983 ; Selkowitz et al, 1985 ; Cometti, 1990) et même à **112 %** de FMV (Delitto, 1988).

La littérature offre aussi des travaux qui ont fixé un intervalle d'intensité de stimulation de **40 mA à 45 mA** (Currier et Appell, 1987).

Nancy (1992), conclut à l'inefficacité de la stimulation électrique, à augmenter la force, l'endurance musculaire ou le volume des muscles du bras (biceps et triceps), pour des contractions musculaires de tensions inférieures à **60 %** de FMV. Il fait remarquer que, pour être efficaces (gain de force), les contractions électro-induites, lors de l'entraînement doivent être de valeurs de force musculaire proches des valeurs en force de la contraction maximale volontaire. De même, des périodes de repos suffisantes doivent être respectées entre contractions pour éviter la fatigue.

La nécessité d'une intensité élevée de stimulation, suppose que les sujets soient aptes à une tolérance à la douleur ou du moins à la sensation inhabituelle provoquée par le passage de courant.

Quelle que soit la méthode considérée, le choix de l'intensité reste toujours empirique, le seuil subjectif de douleur étant souvent le seul critère en ce qui concerne la tolérance à l'électrostimulation.

Selon Benton et al (1981), cités par Parker et al (1986), il existerait un ordre de recrutement des fibres musculaires, lié à l'intensité du courant électrique de stimulation. Les gros troncs axoniques seraient excités avec les courants de plus faible intensité et au fur et à mesure que l'intensité du courant augmente, l'excitation gagnerait les axones de plus en plus fins. Il paraît illusoire en pratique, de ne recruter qu'un seul type de fibres dans la mesure où, le souci d'efficacité (excitation

le plus large possible) contraint à augmenter l'intensité du courant (Thépaut-Mathieu et Pougheon, 1992).

4.4 - Les programmes d'entraînement utilisés

La plupart des études ne précisent pas clairement leur programme d'entraînement :

- le nombre de séries de contractions, et leur durée,
- le nombre total de séances,
- le temps de repos entre contractions, puis entre séries...etc.

Le protocole de 10 / 10 / 50 (10 contractions de 10 secondes chacune, et 50 secondes de repos entre contractions) proposé par Kots (1971), est appliqué ou modifié selon les études. L'auteur rapporte un gain de FMVI de 38 % après un entraînement de 19 séances, le biceps brachial est quotidiennement stimulé.

Des gains de force de 14 % à 33.8 % de FMVI sont rapportés par plusieurs autres études ayant utilisé des programmes similaires au précédent (Portmann, 1982 ; Currier et Mann, 1983 ; Laughman, 1983 ; Cometti, 1990).

Un gain de force musculaire de 44 % est rapporté par Selkowitz (1985), qui a choisi des périodes de repos plus longues (3 séances par semaine, 2 min entre contractions) pendant 4 semaines. Le quadriceps fémoral était stimulé chez des sujets sains mais non entraînés.

Nancy (1992) a stimulé le biceps et le triceps brachiaux pendant 18 séances (3 séances par semaine) avec un courant de Kotz. Aucune différence n'a pu être mise en évidence entre les valeurs de la FMVI pré et post-test.

Le nombre total de contractions musculaires électriquement induites et de séances d'entraînement varient dans la littérature. Les études ont choisi un nombre total de séances allant :

- de moins de 5 (Godfrey et al, 1979 ; Cox et al, 1986 ; Parker et al, 1986),
- de 9 à 12 (Romero et al, 1982; Kots et Chwilon, 1971; Selkowitz, 1985 ; Alon et al, 1987 ; Cometti, 1990 ; Poumarat et Dabonneville, 1989),
- de 15 à 20 (Kots et Chwilon, 1971 ; Andrianov et al, 1971 ; Stefanoska et Vodovnik, 1985 ; Lai et al, 1988 ; Miller et Thépaut-Mathieu, 1989),
- à plus de 20 séances (Portmann, 1976 ; Laughman et al, 1983 ; Cabric et al, 1987 ; Farrance et al, 1987 ; Cabric et al, 1988 ; Delitto et al, 1989 ; Duchateau et al, 1988 ; Gobelet et al, 1989 ; Portmann, 1991).

Les programmes d'électrostimulation qui envisagent d'augmenter la force musculaire, pourraient être caractérisés par:

- la forme du courant,
- l'intensité de stimulation,
- la fréquence des impulsions et leur durée,
- l'emplacement et le type des électrodes,
- la posture du sujet (placement et stabilisation),
- le nombre de contractions par séance,
- le nombre de séances par semaine
- le nombre total de séances.

Or, ces caractéristiques varient à travers les différentes études, en fait, aucune investigation ne semble avoir réellement exploré l'optimisation des programmes en

électrostimulation (Cheng-Lu et al 1988).

Malgré la très grande variabilité des résultats obtenus lors d'entraînement avec ES, quelques points communs à plusieurs études peuvent être retenus :

- les fréquences de stimulation de 50 Hz à 120 Hz seraient efficaces, pour l'obtention de la force maximale,
- le nombre et le type d'unités motrices entraînées sont différents selon qu'on utilise la stimulation ou la contraction volontaire,
- la stimulation à l'intensité maximale tolérée par le sujet est souvent appliquée, sans pour autant résoudre le problème de seuil de douleur qui reste subjectif.

En dehors de la grande diversité des paramètres directement liés au courant de stimulation, ou au protocole choisi, il existe également une large **variabilité interindividuelle**, quand on considère les réactions musculaires à l'électrostimulation. La même intensité de stimulation est différemment ressentie par les sujets, le seuil de douleur limite souvent les charges (% de FMV) d'entraînement proposées.

La pénétration dans les tissus musculaires de la stimulation électrique transcutanée, dépend de la résistance au passage du courant, appelée **impédance**.

5) - L'IMPÉDANCE CORPORELLE

5.1 - Définition

La résistance est définie comme la propriété d'une substance à s'opposer à la circulation du courant. Dans un système complexe formé d'éléments résistifs capacitifs et inductifs (comme la circuit formé par un stimulateur électrique et le corps humain), la **résistance totale** à la circulation du courant est décrite par son **impédance** (Fig. 6 à Fig.8). Alors que pour Lukaski (1985), l'impédance et la résistance décrivent des propriétés électriques des tissus fondamentalement différentes, Fuller et Elia (1989) relèvent une très forte corrélation ($r = 0.995$ SEE = 2.52 Ohms) entre la résistance (mesurée sur Valhalla 1990 B) et l'impédance corporelle (mesurée sur impédancemètre, Holtain, Ltd, Crosswell, Crymych, Dyfed, Wales SA41 3UF).

$$Z^2 = R^2 + X_c^2 \quad (\text{Lukaski et al 1985})$$

où R est la composante réelle et X_c la composante imaginaire

$$X_c = -\frac{1}{C\omega}$$

$$\text{soit en module} \quad \|Z\| = \sqrt{R^2 + \frac{1}{C^2\omega^2}}$$

Z = Impédance ; R = Résistance ; X_c = Réactance

5.2 - Les facteurs de modification de l'impédance

Selon Caton et al (1988) toute la résistance corporelle dépendrait :

- de la configuration (géométrie) du corps,
- de la longueur du chemin conducteur,
- de la somme eau corporelle et concentration en électrolytes,
- de la distribution compartimentale de cette eau et ces électrolytes.

Le trajet du signal bioélectrique à travers le corps et les facteurs qui influencent ce trajet sont encore mal connus.

Le placement des électrodes semble influencer les valeurs de la résistance, mais pas celles de la réactance. Pour des positionnements croisés entre côtés droit et gauche (jambes droite et gauche), Lukaski et al (1985) ont relevé des valeurs de résistance significativement plus faibles ($p < 0.05$) chaque fois qu'un placement d'électrode sur la main droite était utilisé. L'explication de cette différence de résistance entre mains droite et gauche selon les auteurs viendrait du fait que 32 sujets sur les 37 étudiés étaient dominants de leur main droite. Cette différence pourrait aussi refléter les différences de volume conducteur le long du chemin de transmission entre main et pied. Des valeurs de résistance de $446 \Omega \pm 61.9$ à 453 ± 65.8 furent relevées entre les côtés droit et gauche.

Gleichauf et Roe (1989) ont suggéré l'impact des changements hormonaux et physiologiques associés au cycle menstruel, sur les mesures de la résistance corporelle chez la femme. Ces changements impliqueraient :

- le gain de poids prémenstruel,
- les changements de distribution d'eau et d'équilibre des électrolytes, avec

une augmentation des concentrations de K^+ et de Na^+ ,

- une augmentation des températures cutanées, associée à l'effet de thermogénèse de la progestérone,

- une variabilité de l'énergie totale consommée.

Toutes ces modifications sont favorables à l'hypothèse d'une baisse de résistance.

5.3 - Influence de la température

Caton et al (1988) , suggèrent que l'impédance corporelle serait influencée par la température. Elle serait plus grande en température ambiante froide ($14.4^{\circ}C$) qu'en ambiance chaude ($35^{\circ}C$). La température cutanée augmenterait de $24.16 \pm 1.81^{\circ}C$ en ambiance froide à $33.4 \pm 1.36^{\circ}C$ en ambiance chaude. Les données de cette étude indiquent clairement que le fait de changer la température ambiante, modifie significativement la température cutanée et les mesures de résistance.

Les changements de résistance observés, seraient conséquents d'une augmentation du volume conducteur (dans un environnement chaud) ou de sa diminution (sous une condition froide). L'auteur rapporte des valeurs de résistances de $461 \pm 48 \Omega$ et $426 \pm 47 \Omega$ chez 8 sujets adultes masculins, en condition froide et chaude respectivement.

Dumoulin et al (1987) ; Caton et al (1988) suggèrent également l'influence de la température sur l'impédance corporelle. La transpiration lors d'une stimulation de haute fréquence et de grande longueur d'onde baisse la résistance de la peau, le courant passe par conduction et la température de la peau augmente. Il est donc nécessaire de s'interroger sur l'évolution de la température corporelle cutanée ou

corporelle au cours de l'exercice.

La variabilité de la résistance cutanée en fonction de la température est expliquée par le fait que la plupart des facteurs qui déterminent cette résistance pourraient être influencés par la température cutanée.

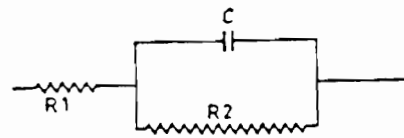


Fig. 6 - Les tissus se comportent vis à vis du courant électrique comme un condensateur complexe, formé de résistances et de capacités. (Schéma de PHILIPSON, d'après Dumoulin et al, 1987)

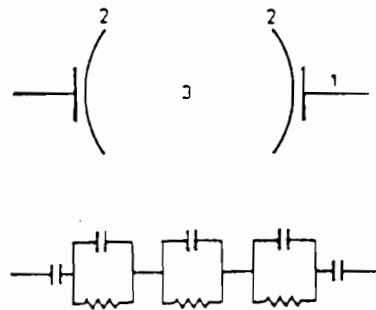


Fig. 7 - Élément du corps humain équivalent d'un circuit d'ondes courtes.
1. Electrode 2. Peau 3. Tissus.
D'après Dumoulin et al (1987)

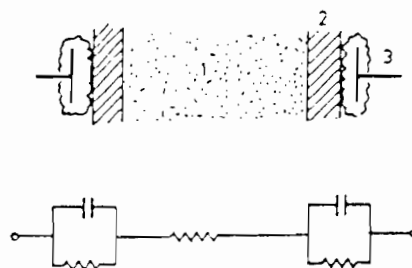


Fig. 8 - La résistance de la peau est <<évitée>> par le courant qui passe par <<capacité>>.
1. Tissus profonds. La résistance est faible.
2. Couche cornée. Résistance élevée + Capacité.
3. Electrode.

6) - CONCLUSION

Cette étude bibliographique permet de montrer que la force musculaire électriquement évoquée (sans entraînement préalable), est souvent significativement inférieure à celle obtenue à partir des contractions volontaires.

Différents gains de force (FMV) sont rapportés par la littérature, les résultats obtenus sont liés aux différents programmes et paramètres de stimulation utilisés.

Nous soutenons comme Portmann (1991), qu'il n'est pas évident de faire la relation entre les paramètres de stimulation utilisés et les effets obtenus. Lorsque par exemple l'effet de fréquences identiques est comparé, la forme des impulsions et leur durée diffèrent sensiblement; parfois même les muscles stimulés, ou les protocoles utilisés sont différents.

Cependant, il peut être retenu de la plupart des travaux sur le quadriceps fémoral, que les paramètres de courant pour une stimulation optimale (force et douleur minimale) sont :

- un courant rectangulaire biphasique,
- une fréquence de stimulation autour de 100 Hz,
- une durée d'impulsion entre 100 et 400 μ s,
- une intensité maximale supportable par le sujet.

De nombreuses recherches s'accordent également, à reconnaître que l'électrostimulation à l'avantage de stimuler les fibres de gros diamètres peu ou pas excitées en contraction volontaire.

L'entraînement du muscle par la stimulation électrique peut être envisagé chez le sportif (muscle sain) dans le but de compléter l'entraînement classique avec ou sans charges additionnelles.

DEUXIEME PARTIE
Etudes expérimentales

1) - HYPOTHESES ET OBJECTIFS

L'électrostimulation (ES) est utilisée comme moyen d'évaluation ou d'amélioration de la force maximale du muscle sain. Mais souvent **seul l'effet des paramètres de courant** sur la contraction musculaire électro-induite constitue un sujet d'étude. **L'influence de la posture adoptée** par les sujets (action des muscles posturaux) sur la force électriquement évoquée n'est pas vraiment abordée dans la littérature. **L'effet de la stabilité de la posture** et des angulations articulaires sur la force maximale volontaire est signalé par Greg et Currier (1977) ; Hart et al (1984). D'après Miller (1990), si on admet qu'en agissant directement sur le muscle, ES se substitue au moins en partie, à la mise en jeu du versant efférent de la commande motrice. Il faut souligner que le versant sensitif, se trouve, lui aussi, particulièrement sollicité. **De nombreuses informations musculaires**, articulaires et cutanées inhabituelles, en provenance des muscles directement stimulés, voisins ou posturaux sont envoyées vers les centres nerveux supérieurs. Ainsi les facteurs neurophysiologiques qui contribuent à organiser la commande motrice entre les différents groupes musculaires mobilisés (agonistes, antagonistes et posturaux) lors d'une contraction volontaire seraient impliqués sous ES. Pour à Hainaut et Duchateau (1992), l'importante force enregistrée au cours d'une contraction volontaire, serait due à l'activation des muscles synergiques et posturaux, qui ne sont pas normalement activés avec la stimulation électrique.

L'effet contralatéral de l'entraînement par électrostimulation d'un membre sur l'autre est rapporté par la littérature.

Cabric et Appell (1987), ont relevé un gain significatif de force maximale (32.2

% à 39.7 %) des muscles du mollet (triceps surae) non stimulés après 21 jours d'entraînement par ES.

Lai et al, (1988) ont enregistré une augmentation significative de la force maximale (18.1 %) du quadriceps crural non stimulé après un entraînement de 15 jours par ES.

L'existence d'une activité contralatérale (Cabric, 1987; Lai et al, 1988; Roy, 1990; Lawani et al, 1991) associée à une activation d'autres muscles de soutien lors des contractions musculaires suggère qu'au-delà des simples paramètres de stimulation (forme du courant, fréquence, durée d'impulsion, intensité de stimulation) d'autres paramètres soient analysés. Ceci nous amène à faire l'hypothèse que des **paramètres environnementaux, posturaux et de stimulation interagissent pour influencer la réponse musculaire volontaire ou électro-induite**. En conséquence la différence entre l'action volontaire et celle électriquement évoquée, pourrait également s'expliquer par le fait que les stratégies posturales (niveau d'activation des muscles antagonistes et posturaux) utilisées par les sujets pour les deux modes de contraction sont significativement différentes.

Nos présents travaux ont pour objectif principal de montrer que dans toute situation de contraction musculaire maximale isométrique volontaire, ou induite par stimulation des extenseurs de la jambe, d'autres groupes musculaires (fessiers, dorsaux, abdominaux) non stimulés directement seraient sollicités. Nous pensons qu'en fonction du mode de contraction musculaire isométrique (volontaire ou par stimulation) les sujets n'ont pas la même co-activation des muscles antagonistes et posturaux.

Pour vérifier notre hypothèse; nous avons réalisé quatre études dont les

objectifs sont complémentaires les uns des autres; il s'agit :

- d'évaluer, en situation d'isométrie, l'influence de la stabilité de la posture sur les moments de force maximale volontaire et électro-induite,

- de montrer que lors des contractions maximales volontaires ou électro-induites des extenseurs d'une jambe (droite), **une activité musculaire (force) serait enregistrée sur l'autre jambe (gauche)** non sollicitée directement (ni par ES, ni par CV),

- de comparer la force musculaire électro-induite sur la jambe dominante à la force maximale volontaire, le sujet reçoit la consigne d'éviter l'appui simultané de l'autre jambe,

- de comparer entre elles les valeurs de force enregistrées à partir de différents modes de contraction, au niveau de la jambe non sollicitée directement,

- de montrer que la force électro-induite pourrait être différente chez un même sujet selon que l'on stimule sa jambe dominante ou celle non dominante,

- d'analyser l'effet des températures cutanées, ambiantes et de différents types de peau sur les contractions électriquement évoquées, en supposant que des facteurs physiques liés à l'épaisseur de la peau, au contenu adipeux des tissus musculaires ou même à la pigmentation pourraient influencer la force électro-induite,

- d'analyser les forces d'appui mesurées en huit points du corps du sujet au cours des contractions volontaires et électro-induites.

Pour atteindre nos objectifs, des contractions maximales volontaires et électro-induites (sans entraînement préalable) sont évaluées et comparées entre sujets et groupes de sujets. Les muscles quadriceps fémoraux sont stimulés. Les

mesures de force sont effectuées en isométrie, à partir de la position assise. Les paramètres de courant de stimulation, ainsi que les angulations articulaires utilisés sont choisis en nous référant à leur efficacité rapportée par la littérature et après plusieurs tests dans notre laboratoire (voir protocoles expérimentaux).

Le choix pour nos protocoles expérimentaux,

- du quadriceps fémoral,
- de contractions isométriques,
- de la position assise,

est justifié par le fait que ce groupe musculaire est le plus étudié par les recherches portant sur l'amélioration de la force par ES. D'autre part ce muscle est particulièrement sollicité dans la majeure partie des activités physiques et sportives.

Notre démarche vise à apporter de nouvelles données susceptibles **d'expliquer la différence généralement relevée entre les niveaux de force obtenus lors des contractions volontaires et électro-induites.**

2) - PROTOCOLES EXPERIMENTAUX

2.1 - Cadre expérimental

L'expérimentation comprend deux grandes phases l'une africaine et l'autre française. Pendant la phase africaine, différentes mesures ont été effectuées dans les Instituts de Sports du Bénin (I.N.E.E.P.S) et du Niger (I.N.J.S).

Le Bénin présente un climat tropical chaud et humide (de 23 à 28°C) avec des précipitations de l'ordre de 50 à 300mm d'eau (Avril à juillet).

Le Niger offre quant à lui un climat sahélien chaud et sec (25 à 42 °C) avec des précipitations de l'ordre de 0 à 75 mm.

En France pays de climat tempéré, trois différents protocoles d'expérimentation ont été appliqués aux étudiants de l'UFR-STAPS de Clermont-Ferrand, avec une température ambiante de l'ordre de $20 \pm 2^{\circ}\text{C}$ quelle que soit la saison.

Tous les sujets sont sains et ne présentent aucune pathologie apparente au niveau des genoux ni des hanches. Ils ont participé volontairement aux études après avoir été informés des objectifs de celles-ci.

2.2 - Dispositif expérimental

La force volontaire ou électro-induite est mesurée sur un siège spécialement développé au Laboratoire de Biomécanique et Instrumentation de l'UFR Scientifique et Technique (UFR - STAPS) de CLERMONT - FERRAND (voir fig. 9), et dont une

copie a été réalisée au Bénin. Les dimensions du siège sont réglables et facilement adaptables aux longueurs segmentaires des sujets.

Les sujets sont assis, cuisses à l'horizontale, angle cuisse - tronc fixé à 110° (Currier, 1977.), angle cuisse - jambe à 60° (Clarke, 1950 ; Selkowitz, 1985 ; Stefanoska et Vodonik, 1985), 0° correspondant à l'extension complète du membre inférieur. Les deux membres inférieurs sont placés dans la même position et reliés au niveau de la cheville, chacun à un capteur de force (précision de 0,05 % pour 100 daN). Les capteurs permettent d'enregistrer la force de traction ou d'appui (compression), perpendiculairement à l'axe de la jambe. Le moment des forces au niveau de l'articulation du genou est obtenu par le produit de la longueur de la jambe par les valeurs de force enregistrées sous la cheville.

Les sujets sont attachés (stabilisation de la posture) au siège par une sangle large de 4 cm. La sangle croisée au niveau de la poitrine fixe le tronc au dossier du siège, puis solidarise les fesses au siège. Les sujets gardent leur mains sous la sangle.

Le siège utilisé permet :

- d'avoir un dossier réglable,
- d'obtenir un enregistrement simultané des deux membres,
- de supprimer tout accrochage du sujet par les mains, celles-ci étant

croisées sur le ventre et serrées par la sangle.

En conséquence, il offre l'avantage d'une bonne stabilisation de la posture.

La stimulation électrique est appliquée par l'intermédiaire d'un stimulateur de la gamme de BLOSTIM (6030 MAZET ELECTRONIQUE, 43520 LE MAZET St VOY FRANCE). Le courant utilisé est rectangulaire biphasique à moyenne nulle, de durée d'impulsion égale à 300 μ s. La fréquence de stimulation est de 100 Hz, la durée

des contractions de 7 à 10 s. Trois minutes de repos sont accordées aux sujets entre les contractions et cinq minutes entre les séries de contractions, afin de leur permettre une récupération musculaire complète.

Deux électrodes de surfaces (9 X 6 cm) sont utilisées en technique bipolaire : l'électrode proximale est placée sur le triangle fémoral et légèrement sur le vaste latéral en regard du nerf moteur (après localisation préalable du point moteur). L'électrode distale est fixée sur le muscle vaste médial à environ 7 cm au-dessus du genou (Currier, 1979 ; Laughman, 1983). Un gel est étalé entre la peau et les électrodes, afin d'assurer une bonne conduction du stimulus, tout en protégeant les sujets contre d'éventuelles brûlures.

L'intensité maximale de courant tolérée par chaque sujet lui est appliquée par l'expérimentateur; elle est définie comme suit. Le point moteur étant localisé et les électrodes positionnées, l'expérimentateur effectue plusieurs montées rapides et progressives de l'intensité du courant. Le sujet ne voit pas l'afficheur d'intensité du stimulateur, mais reçoit un feed-back instantané de sa force électro-induite sur écran de l'oscilloscope (PHILIPS PM 3350 MHz 100 MS/s). Chaque sujet est encouragé verbalement et dispose d'un feed-back visuel lui permettant de contrôler l'évolution de sa force électro-induite au cours de la contraction. L'intensité de courant permettant d'obtenir cette force, avec un minimum de douleur, selon l'appréciation du sujet, est considérée comme "**intensité maximale tolérée**". Le sujet tient dans sa main un interrupteur relié au stimulateur, qui permet un arrêt immédiat de la stimulation dès qu'elle devient douloureuse.

La chaîne d'acquisition de données, est composée du siège cité plus haut équipé de 8 capteurs reliés au conditionneur-amplificateur (2100 INSTRUMENTS

DIVISION RALEIGH, NORTH CAROLINA). Les signaux électriques des capteurs sont enregistrés directement sur micro-ordinateur, et sont ultérieurement traités par un logiciel spécifique.

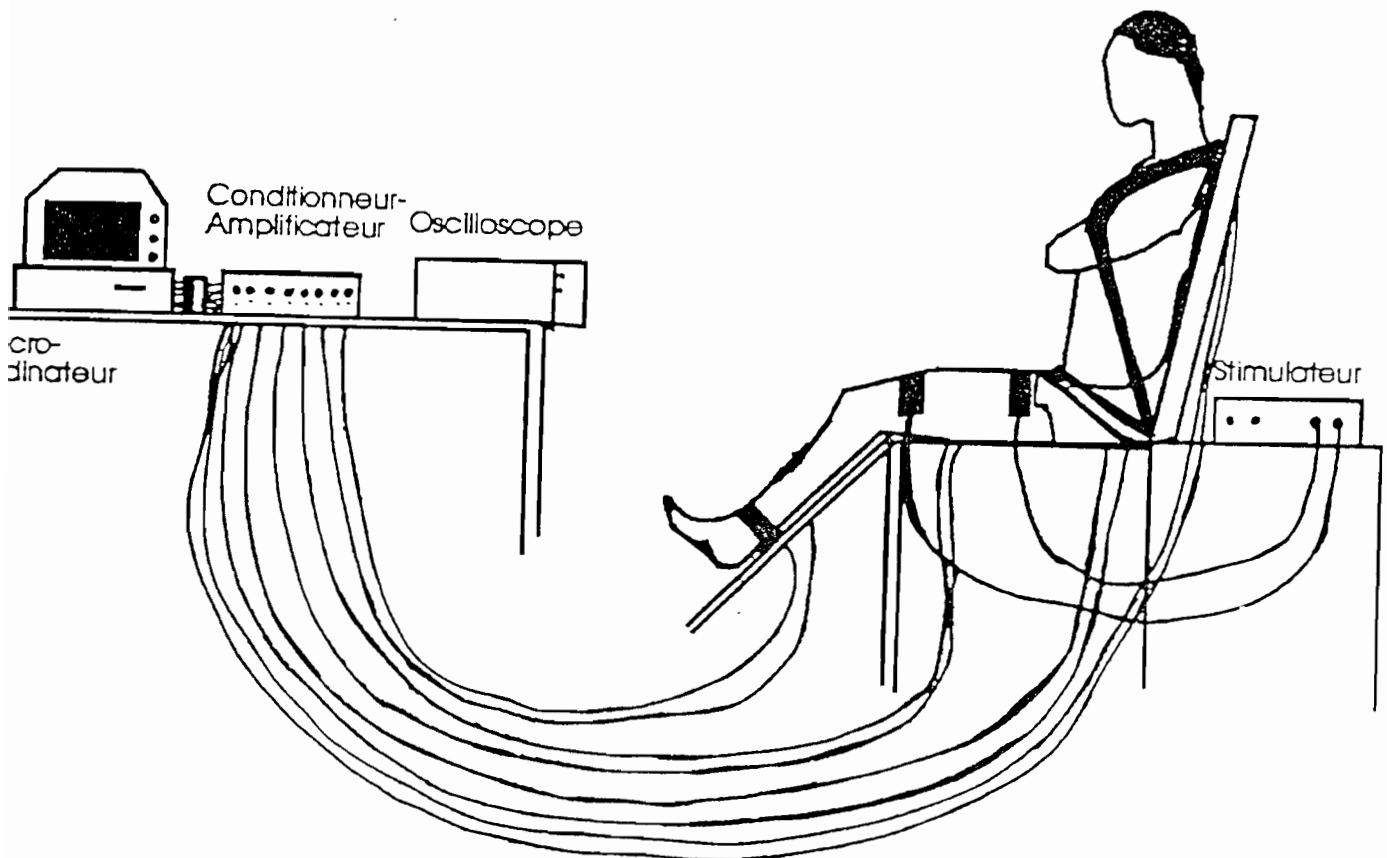


Fig. 9 - Schéma du dispositif expérimental pour les mesures de Force Maximale Isométrique

2.3 - Validation préalable des paramètres de courant utilisés

2.3.1 - objectif et rappel des paramètres

L'efficacité des paramètres de stimulation choisis, est évaluée en fonction du pourcentage de force maximale volontaire (FMV) atteint et du confort (peu ou pas de douleur) de la stimulation pour le sujet.

Les paramètres de courant utilisés sont :

- un courant rectangulaire biphasique à moyenne nulle,
- une fréquence de 100 Hz,
- une durée d'impulsion de 300 μ s,
- des électrodes en élastomère (9x6 cm) positionnées en technique bipolaire,
- une intensité de courant maximale tolérée,
- 7s de contraction et 3 min (au moins) entre contractions successives.

Un test et un retest sont réalisés afin d'évaluer la fiabilité de ces paramètres en ce qui concerne leur efficacité.

2.3.2 - Les sujets

Les tests sont réalisés avec un échantillon de dix-neuf sujets masculins.

Les sujets, tous des étudiants à l'Institut National d'Enseignement de l'Education Physique et Sportive (INEEPS) du Bénin, ont volontairement participé à l'expérimentation. Leurs caractéristiques biométriques sont consignées dans le tableau 1.

Sujets	Age (ans)	Masse (kg)	Poids (N)	Taille (m)	L.Jbe (m)
Masculin (N = 19)	28.89 ± 3.37	66.42 ± 4.05	651.58 ± 39.73	1.76 ± 0.05	0.44 ± 0.02

Tab 1. Caractéristiques individuelles des sujets ayant participé aux tests de validation. * L.JBE = Longueur de la jambe

2.3.3 - Protocole utilisé

Un échauffement de cinq minutes, composé d'une dizaine de contractions sous-maximales (40 à 60 % de FMV) volontaires ou électriquement évoquées, est effectué par les sujets. Les contractions sont d'intensités progressives.

Un test et un retest sont réalisés en 2 séances espacées de 3 jours en vue de valider l'efficacité des paramètres de courant et de la posture adoptée par les sujets lors de l'électrostimulation. Ces tests permettent également d'apprécier la reproductibilité de la réponse musculaire.

Trois séries de contractions électro-induites des quadriceps fémoraux droit et gauche sont effectuées, l'ordre de passage est aléatoire. Chaque série comprend 5 contractions électro-induites de 7 s chacune. Un temps de repos de 3 minutes entre les contractions, et de 5 minutes entre les séries de contractions est accordé aux sujets, afin de leur permettre une récupération musculaire complète.

Pour chacune des deux séances, les mêmes horaires de passage, les mêmes paramètres de courant de stimulation, sont respectés chez chaque sujet. Le positionnement des électrodes n'est pas modifié (marquage à l'encre).

La force maximale volontaire (FMV) est mesurée au début et à la fin de chacune des deux séances; ce qui permet d'exprimer la force électro-induite en pourcentage de FMV.

Les valeurs moyennes de la force électriquement évoquée au niveau des jambes droite et gauche sont calculées sur l'ensemble des 19 sujets testés. Une analyse de variances et un test de Student sont utilisés afin de comparer la force musculaire électro-induite du même membre entre le test et le retest, ou celle des deux membres.

2.3.4 - Résultats obtenus

Des valeurs de moments de force électriquement évoqués de 203.04 ± 50.81 N.m et de 193.59 ± 48.8 sont obtenues pour la jambe droite lors du test et du retest. Pour la jambe gauche les valeurs sont respectivement de 200.9 ± 47.35 N.m et de 220.75 ± 57.99 N.m.

Ces valeurs représentent 85 % et 82 % de la force maximale volontaire (FMV) pour la jambe droite, et 85% et 94 % pour la jambe gauche. La différence de pourcentage apparente sur la jambe gauche, entre les essais, n'est pas statistiquement significative.

Aucune différence significative de la force électriquement évoquée n'est relevée, entre test et retest de la même jambe, ou lorsque les jambes droite et

gauche sont comparées (Fig. 10) . Il n'y a pas de différence entre tous les essais quelque soit la jambe considérée.

Une force musculaire est également enregistrée sur la jambe qui n'est pas directement stimulée et pour laquelle il n'est pas donné de consignes particulières de contraction ou de relâchement. Elle est appelée "**activité musculaire contralatérale**". Les valeurs de force mesurées sur la jambe non stimulée ne laissent apparaître aucune différence significative, entre contractions ou entre test et retest. Lors du test, la force musculaire contralatérale représente 4 % de la force maximale électro-induite pour la jambe droite et 13 % lors du retest. Pour la jambe gauche quel que soit l'essai, la force contralatérale représente 8 % de la force maximale électro-induite.

A notre connaissance **la littérature n'offre pas de données sur des tests de reproductibilité en stimulation électrique musculaire**, une comparaison des résultats de cette étude avec ceux d'autres travaux n'est donc pas possible. Cependant les valeurs de 82 % à 85 % de FMV corroborent la valeur maximale de tension musculaire rapportée par Kramer (1987) et Portmann (1991). Kramer en utilisant un courant rectangulaire bidirectionnel de 100 Hz a obtenu des contractions représentant 84 % de la force maximale volontaire pour les sujets féminins et de 93 % pour les hommes. Portmann (1991), a obtenu 85.1 % et 82.2 % de la force maximale volontaire isométrique chez deux groupes de sujets, au début de l'entraînement.

EFFICACITE ET REPRODUCTIBILITE DE ES
Mesures répétées sur Jbe.D et Jbe.G

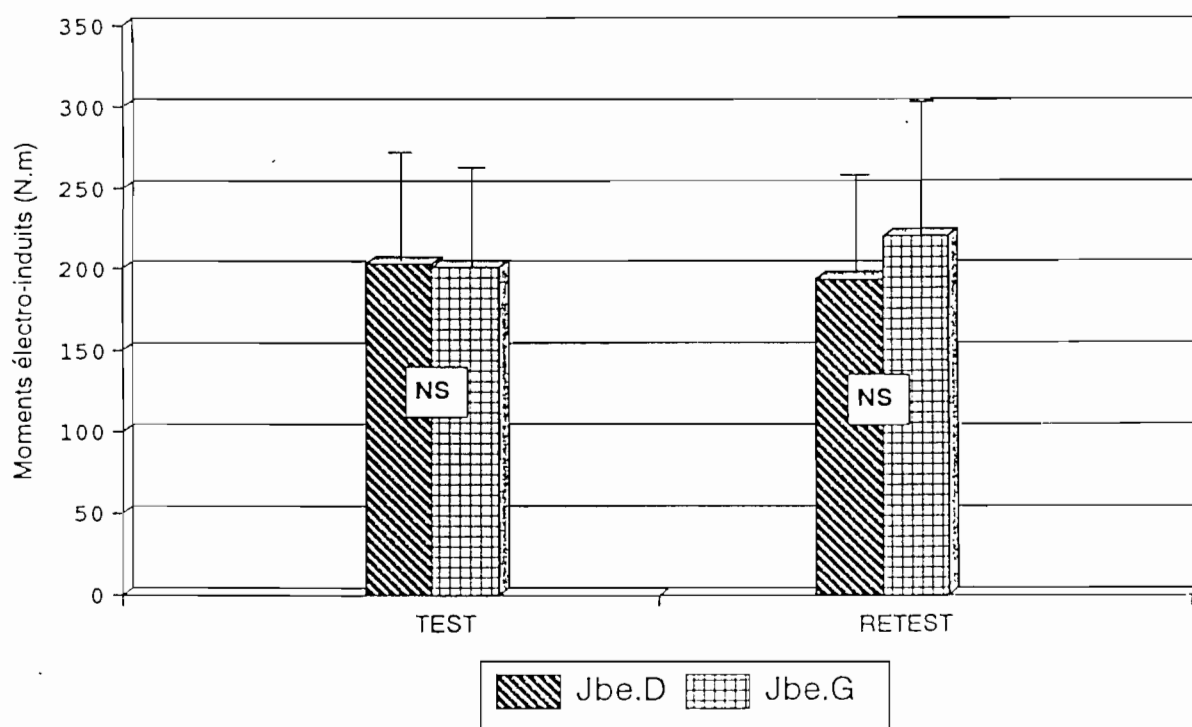


Fig. 10 : Il n'y a pas de différence significative de moment de force électriquement évoqué entre test et retest quelle que soit la jambe considérée.

2.3.5 - Conclusion

L'ensemble des résultats aux tests préliminaires montre l'efficacité des paramètres de courant de stimulation choisis, et le bien fondé de la posture proposée aux sujets. Des valeurs de force électro-induite représentant plus de 80 % de FMV, similaires à celles rapportées par la littérature sont obtenues.

Nous pouvons aussi conclure qu'aucune variation significative de la force maximale volontaire ou électro-induite n'est obtenue au niveau des extenseurs de la jambe (muscles quadriceps fémoraux) lors de plusieurs applications espacées de trois jours des mêmes tests (paramètres identiques).

En conséquence les mêmes paramètres de courant et d'angulations articulaires seront utilisés dans nos prochains protocoles expérimentaux.

Cependant ces tests préliminaires suggèrent que le positionnement des électrodes nécessite une localisation des points moteurs spécifique à chaque sujet. Si théoriquement, les planches anatomiques permettent de les situer, la pratique en revanche demande qu'on accorde beaucoup plus de temps à chaque sujet pour mieux les localiser. En d'autres termes la localisation des points moteurs fait apparaître de grandes différences interindividuelles.

ETUDE 1

1) - Objectif

Depuis ces dernières années un intérêt particulier a été porté à l'amélioration de la force maximale, qui est une des qualités fondamentales dans certaines spécialités pour prétendre à un haut niveau de pratique. L'évaluation de la force permet de disposer d'un des indices pertinents de la performance.

De nombreux travaux ont comparé plusieurs modes de contraction musculaire volontaire (isométrique et anisométrique) entre eux, ou à des contractions électro-induites. Mais les angles articulaires souvent choisis pour l'évaluation ou l'entraînement de la force maximale ne sont pas toujours favorables au développement d'une plus grande force. La stabilité de la posture n'est pas non plus toujours assurée chez les sujets. Pourtant quelques études ont abordé le sujet :

Clarke et al (1950) , Mendler (1967) rapportent une augmentation significative de la force des extenseurs du genou dans des situations où les sujets ont été autorisés à s'accrocher aux côtés de la table de test.

Greg et Currier (1977) signalent qu'un siège équipé de dossier favorisant le placement du corps dans une position optimale (angulations articulaires dûment choisies) permet aux extenseurs du genou de générer une plus grande force.

Hart et al (1984) ont montré une augmentation du moment isocinétique développé par leurs sujets lorsque le tronc était stabilisé, comparativement aux situations où le tronc n'était pas stabilisé.

Le respect de ces critères posturaux est nécessaire pour pouvoir mesurer valablement la force maximale au niveau des membres.

L'objectif du travail présenté ici, est d'évaluer en situation d'isométrie l'influence de la stabilité de la posture des sujets (tronc et bassin attachés par rapport à la position libre) sur les moments de force maximale volontaire et électro-induite. L'étude est réalisée sur des sujets masculins et féminins afin de déceler des différences comportementales éventuelles liées au sexe.

Trois modes de contraction musculaires sont appliqués (contraction volontaire, électrostimulation ou les deux combinées). La superposition à la contraction volontaire d'une stimulation électrique, nous permet de vérifier si la force obtenue avec la contraction volontaire seule est maximale.

2) - Les sujets

Vingt-deux sujets, onze masculins et onze féminins, ont volontairement participé à l'expérimentation. Les sujets sont tous étudiants en Education Physique et Sportive, et ne présentent aucune pathologie de l'articulation du genou, de la hanche. Leurs caractéristiques biométriques sont consignées au **Tab 2**.

Sujets	Age (ans)	Masse (kg)	M.Jbe (kg)	Poids (N)	Taille (m)	L.Jbe (m)
F (N = 11)	20.18 ± 0.72	58.27 ± 6.18	2.71 ± 0.38	571.62 ± 60.62	1.67 ± 0.07	0.39 ± 0.03
M (N = 11)	20.18 ± 0.72	69.36 ± 5.56	3.22 ± 0.34	680.42 ± 54.54	1.76 ± 0.04	0.40 ± 0.02

Tab 2. Caractéristiques Biométriques des sujets

* M.Jbe = Masse de la jambe (Winter, 1979)

* L.Jbe = longueur de la jambe.

3) - Protocole Expérimental 1

Deux conditions expérimentales sont appliquées pour chacun des trois modes de contraction utilisés :

- les sujets ont la posture stabilisée (S),
- les sujets ont la posture libre (L).

Pendant toute l'expérimentation six conditions permettant de mesurer le moment maximal d'extension de la jambe droite sont appliquées à chaque sujet dans un ordre aléatoire :

- production d'une force maximale volontaire, sujet assis sur le siège avec la posture stabilisée (FMVS), ou avec la posture libre (FMVL),
- production d'une force maximale par l'intermédiaire d'une stimulation électrique, avec la posture stabilisée (ESS), ou la posture libre (ESL),
- production d'une force maximale par l'électrostimulation surposée à une contraction volontaire avec stabilité de la posture (CV+ESS) ou avec la posture libre (CV+ESL).

L'analyse de variances et le test statistique de "t" pour échantillons appariés sont réalisés.

3) - Résultats

Les sujets féminins ont développé des moments de force significativement inférieurs à ceux relevés chez les garçons, sous les six conditions expérimentales

: en posture stabilisée 72 % (FMVS), 67 % (ESS) et 77 % (CV+ESS) contre respectivement 73 %, 64 % et 81 % lorsque la posture est laissée libre (Fig. 11 et Fig. 12).

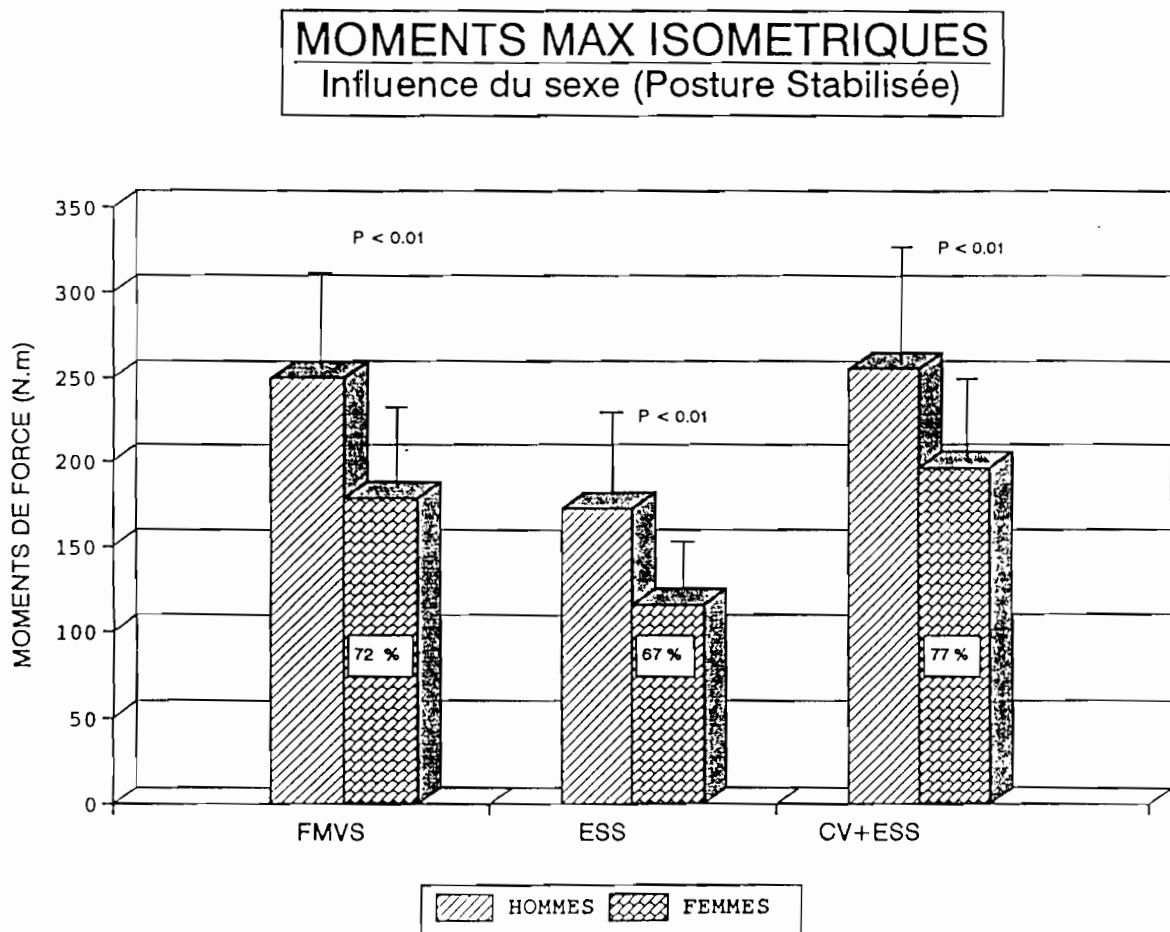


Fig. 11 : Les sujets féminins développent des moments de force significativement inférieurs à ceux développés par les garçons quelque soit le mode de contraction (posture stabilisée).

FMVS : Force maximale volontaire en posture stabilisée

ESS : Force évoquée par électrostimulation en posture stabilisée

CV+ESS : Force maximale de l'électrostimulation superposée à la contraction volontaire en posture stabilisée.

MOMENTS MAX ISOMETRIQUES Influence du sexe (Posture Libre)

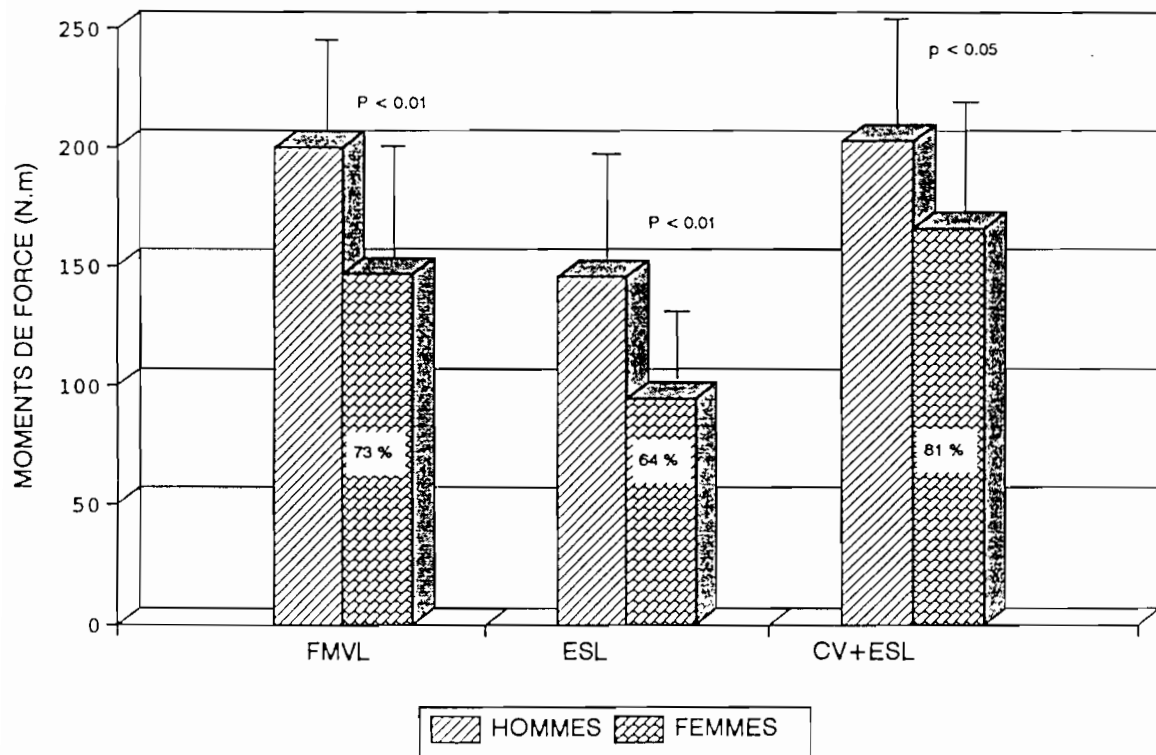


Fig. 12 : Pour les 3 modes de contraction, les moments de force obtenus chez les sujets féminins sont significativement inférieurs à ceux des sujets masculins (posture libre).

FMVL : Force maximale volontaire en posture libre

ESL : Force évoquée par électrostimulation en posture libre

CV+ESL: Force maximale de l'électrostimulation superposée à la contraction volontaire en posture libre.

Quels que soient le mode de contraction ou le groupe de sujets considéré, une baisse significative ($p > 0.01$) de la force maximale est obtenue, lorsque la posture n'est pas stabilisée (Fig. 13 et Fig. 14).

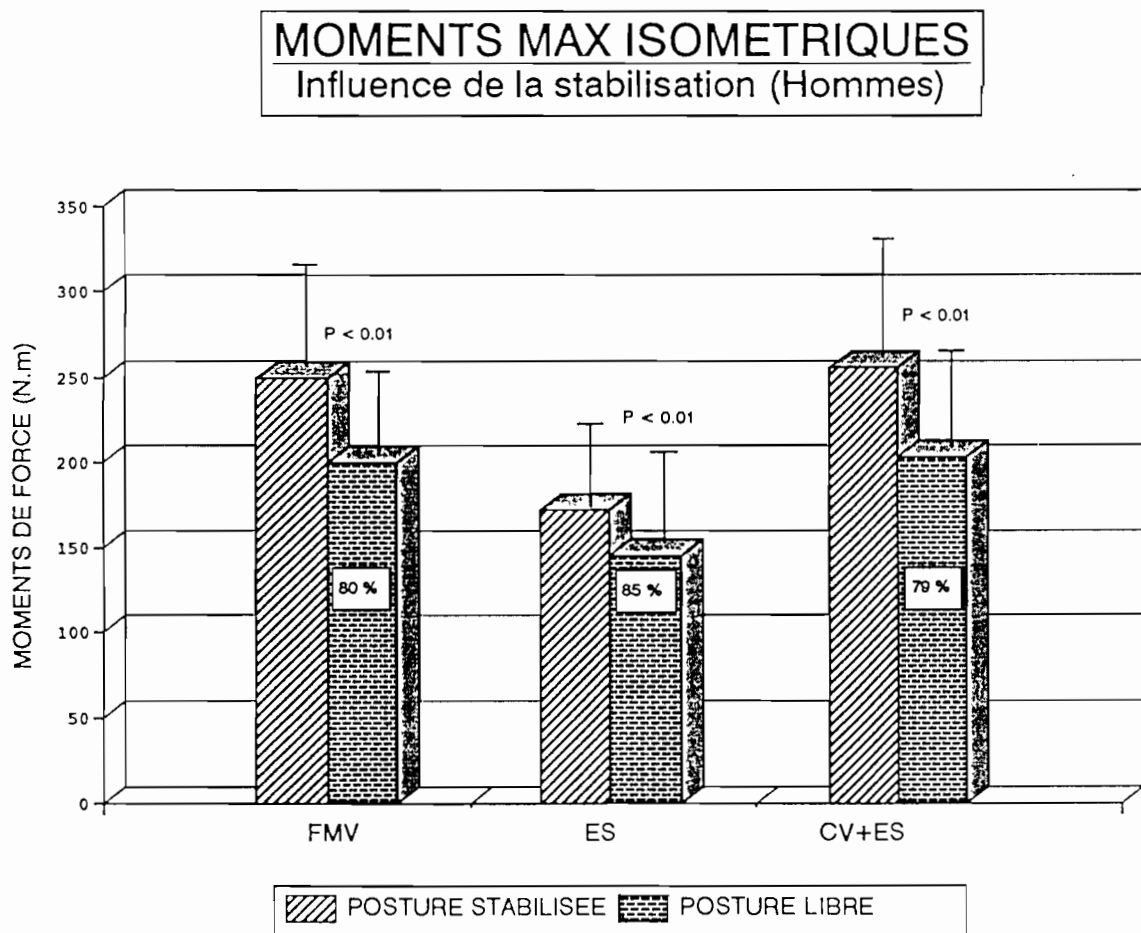


Fig. 13 : Le moment de force est inférieur aux valeurs obtenues en posture stabilisée de 15 à 21 %, lorsque la posture est libre.

FMV : Force maximale volontaire

ES : Force évoquée par électrostimulation

CV+ES : Force maximale de l'électrostimulation superposée à la contraction volontaire.

MOMENTS MAX ISOMETRIQUES
Influence de la stabilisation (Femmes)

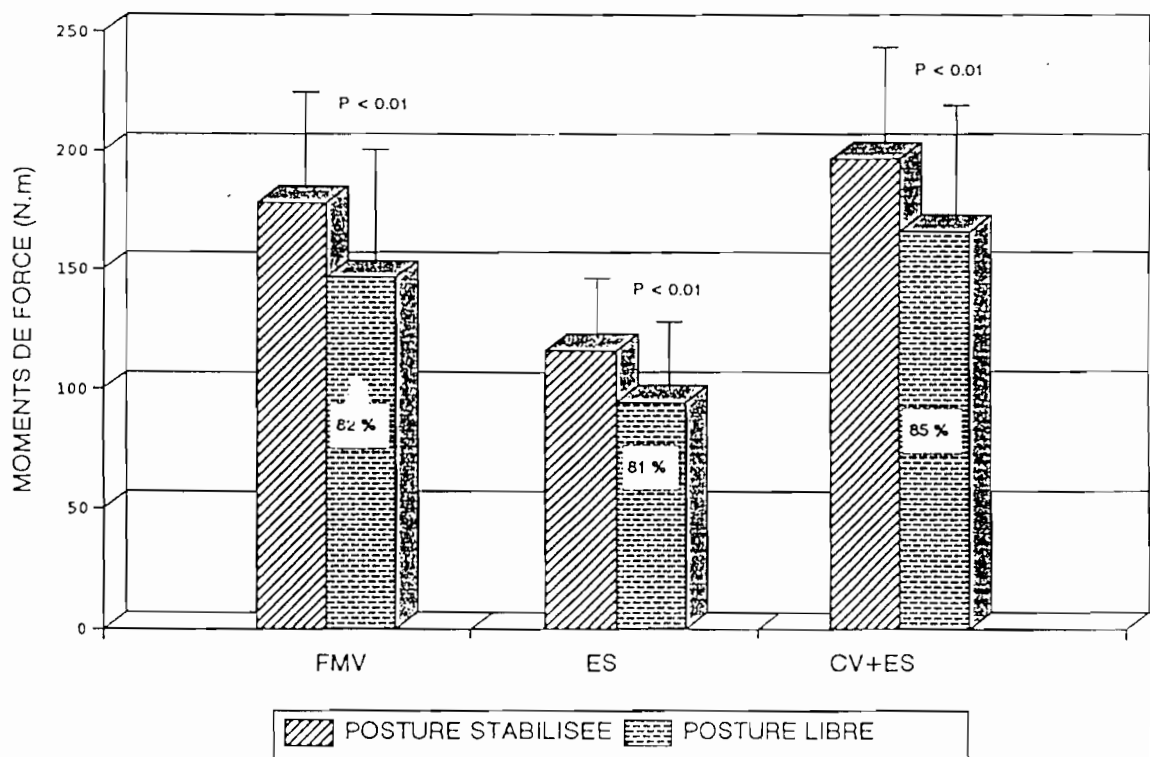


Fig. 14 : Une diminution de 15 à 19 % de la valeur de moment de force est décelée chez les sujets féminins, lorsque la posture n'est pas stabilisée.

Chez les sujets masculins la force maximale volontaire en posture stabilisée (FMVS), et la force maximale de la stimulation superposée à la contraction volontaire en posture stabilisée (CV+ESS) sont significativement plus grandes ($p < 0.01$) que la force électriquement évoquée en posture stabilisée (ESS). Par contre la différence entre CV+ESS et FMVS n'est pas significative bien qu'il y ait augmentation de la force maximale en condition de stimulation électrique surperposée .

Il est simultanément enregistré sur le membre inférieur non sollicité (directement) une force musculaire dans le sens de l'extension ou de la flexion de la jambe. Cette force traduit une **force musculaire contralatérale**.

La force musculaire contralatérale représente :

- 13 % de FMVS (posture stabilisée), contre 15 % de FMVL (posture libre);
- 7 % de ESS contre 8 % sous ESL,
- 27 % de CV+ESS contre 11 % en CV+ESL. (Fig. 15)

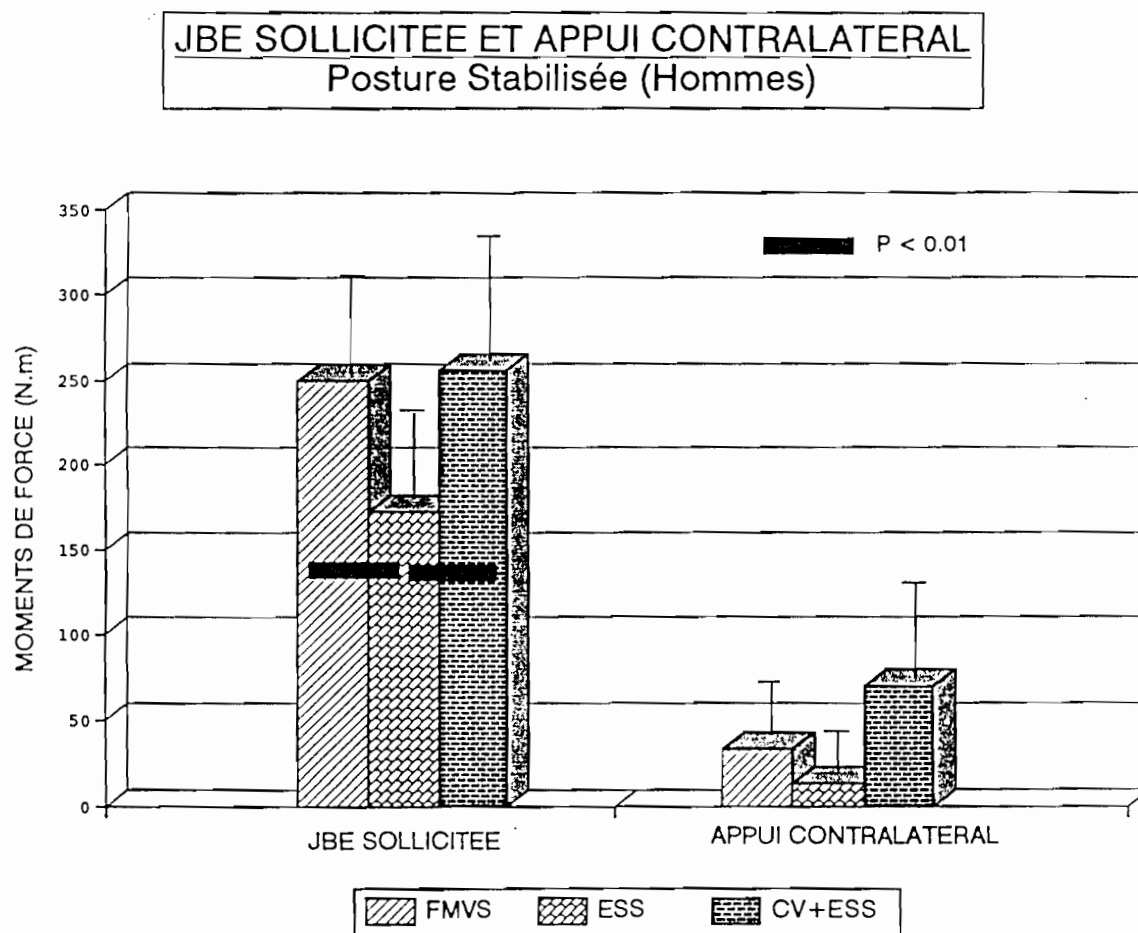


Fig. 15 - Jambe sollicitée : il apparaît une différence significative, entre le moment de force max volontaire (FMVS) et le moment électroinduit (ESS); de même qu'entre les 2 combinés (CV+ESS) et (ESS). Par contre la différence entre FMVS et CV+ESS n'est pas significative.

- **Appui contralatéral** : la force contralatérale représente 13 % de FMVS, 7 % de ESS et 27 % de CV+ESS.

FMVS : Force maximale volontaire en posture stabilisée

ESS : Force évoquée par électrostimulation en posture stabilisée

CV+ESS : Force maximale de l'électrostimulation superposée à la contraction volontaire en posture stabilisée.

Chez les sujets féminins il apparaît une différence significative ($p < 0,01$ et $p < 0.05$) entre les trois modes de contraction musculaire utilisés dans cette étude, lorsque ceux-ci sont comparés deux à deux. La différence significative entre CV+ESS et FMVS traduit une augmentation significative ($p < 0.05$) de la force maximale isométrique lorsque la contraction volontaire du muscle est combinée à une stimulation électrique.

Les valeurs de la force contralatérale correspondent à :

- 13 % de FMVS contre 16 % de FMVL,
- 11 % de ESS contre 12 % sous ESL,
- 25 % de CV+ESS contre 11 % en CV+ESL. (Fig. 16)

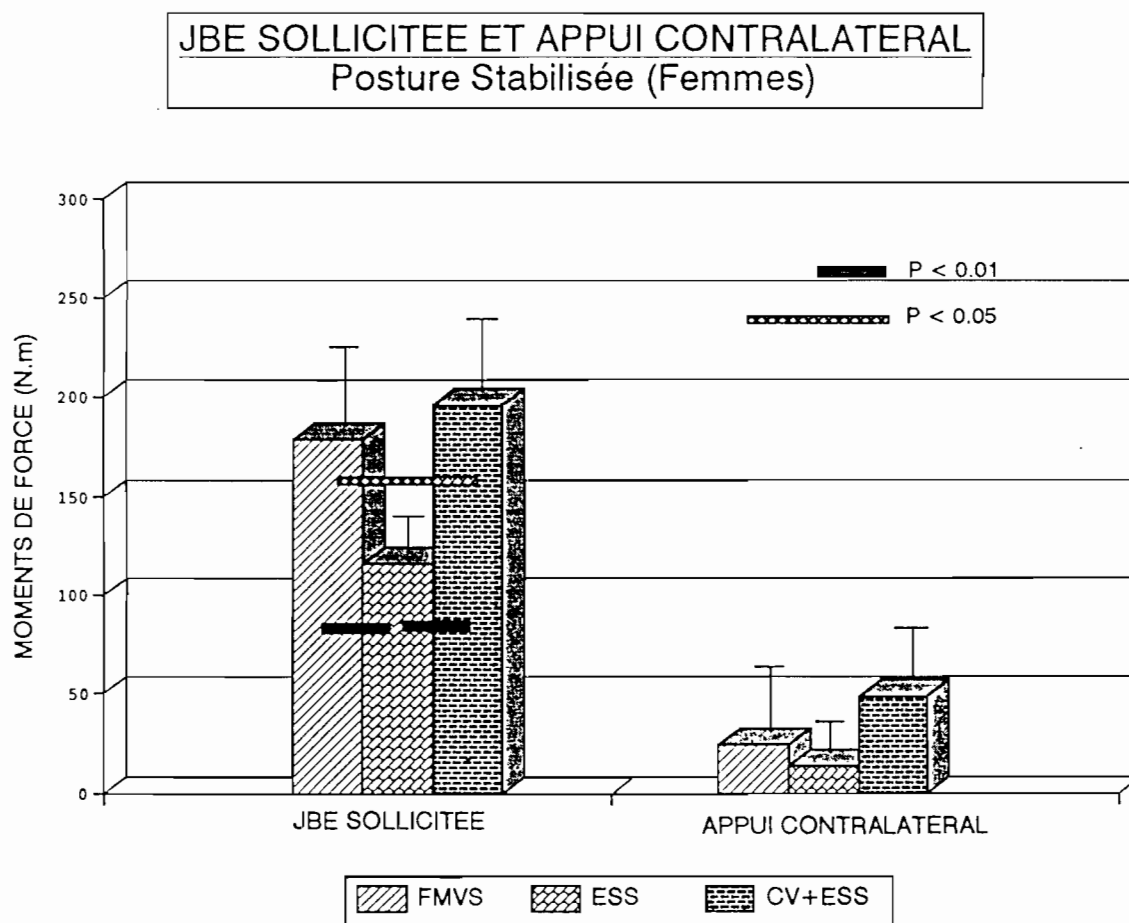


Fig. 16 - **Jambe sollicitée** : il existe une différence significative, entre FMVS et ESS ; entre CV+ESS et ESS ; de même qu'entre FMVS et CV+ESS.

Ce qui suggère que la force volontaire seule ne serait pas vraiment maximale chez les sujets féminins.

- **Appui contralatéral** : la force contralatérale représente 13 % de FMVS, 11 % de ESS et 25 % de CV+ESS.

FMVS : Force maximale volontaire en posture stabilisée

ESS : Force évoquée par électrostimulation en posture stabilisée

CV+ESS : Force maximale de l'électrostimulation superposée à la contraction volontaire en posture stabilisée.

Il est également constaté que, lorsque le bassin et le tronc ne sont pas sanglés :

- la quasi-totalité des sujets (100 % des hommes et 80 % des femmes), présentent une flexion simultanée de leur jambe gauche pendant l'extension de la jambe droite (en contraction volontaire),

- 1 homme sur 11 (9 %) et 2 femmes sur 11 (18 %), ne développent aucune force sur leur jambe gauche, lorsque la jambe droite est stimulée,

- Femmes et hommes ont une activité musculaire contralatérale dans le même sens (82 % en flexion simultanée de la jambe gauche et 18 % en extension), lorsque ES et contraction volontaire sont combinées pour solliciter la jambe droite.

En posture stabilisée:

- la compensation chez les hommes est préférentiellement une extension de la jambe gauche lors de la contraction volontaire, tandis qu'aucune différence entre flexion et extension n'est relevée chez les femmes,

- 4 hommes sur 11 contre 5 femmes sur 11, n'ont aucun appui contralatéral (jambe gauche), lorsque leur jambe droite est stimulée,

- tous les hommes ont une force contralatérale sur leur jambe gauche alors que 2 femmes n'ont pas utilisé cette jambe en contraction volontaire.

4) - Discussion

Quel que soit le mode de contraction considéré dans les valeurs de force développée par les sujets féminins n'atteignent pas 85 % de celles des masculins, comme cela peut apparaître dans les travaux de Muller (1970). Des observations similaires sont relevées par Currier (1977). Cependant, lorsque la force maximale volontaire est rapportée à la masse corporelle ou à la masse de la jambe (Winter, 1979), la différence entre hommes et femmes n'est pas significative.

Le fait que la force maximale volontaire (FMV) ou la force obtenue à partir de la superposition de l'électrostimulation à la contraction volontaire (CV+ES), soit significativement plus grande que la force électriquement évoquée, corrobore les données de la littérature (Edwards, 1977 ; Kramer, 1984 et 1987; Poumarat, 1989). Par contre, le surcroît significatif de force relevé chez les sujets féminins lorsque la stimulation électrique est surimposée à la contraction volontaire n'apparaît nulle part dans la littérature dont nous avons connaissance. La différence significative entre contraction volontaire et contraction volontaire combinée à une électrostimulation, laisse supposer que les **contractions volontaires seules ne sont pas maximales chez les filles**. En revanche, l'absence de différence significative entre ces deux modes de contraction chez les garçons, permet de penser que leur **contraction volontaire est maximale**. La stimulation électrique appliquée seule permet de développer dans cette étude des tensions représentant 68 % (ESS) et 74 % (ESL) de FMVS et FMVL chez les sujets masculins, contre 66 % et 65 % chez les féminins. Ces valeurs corroborent les données de Edwards et al (1977), qui ont rapporté suite à la stimulation électrique du quadriceps (à 50 Hz) des valeurs de

force supérieures à 60 % de la FMV. Elles sont au contraire, nettement inférieures aux valeurs obtenues par Kramer (1987), ou à nos propres valeurs (test de reproductibilité). Il est important de noter que dans l'étude de Kramer (1987b), les sujets ont au préalable participé à une à trois séances de "familiarisation" avec la stimulation électrique et les conditions expérimentales. Ce qui pourrait avoir un effet non négligeable sur l'intensité maximale de stimulation tolérée par les sujets. Par rapport à nos tests, préliminaires, lorsqu'on compare uniquement les sujets masculins (Tab.1 et Tab.2), il apparaît une différence significative ($p < 0.05$) de l'intensité maximale tolérée entre Béninois (74.7 ± 11.6 mA) et Français (64.9 ± 9.61 mA). Elle pourrait expliquer en partie la différence des pourcentages plus élevés de la force volontaire maximale obtenus chez les sujets Béninois par électrostimulation.

Le moment de force électriquement évoqué exprimé en pourcentage du moment maximal volontaire, ne laisse apparaître aucune différence significative entre nos deux groupes de sujets (ESS = 65 % de FMVS chez les filles contre 69 % chez les garçons). Pourtant une différence significative ($p < 0.01$) d'intensité maximale moyenne de courant tolérée est relevée entre filles (53.45 ± 6.72 mA) et garçons (64.9 ± 9.61 mA). Le fait que pour une intensité de courant significativement plus faible, les filles développent un pourcentage de moment maximal volontaire quasiment équivalent à celui des garçons, permet de supposer qu'il existe une différence de l'impédance cutanée entre sujets féminins et masculins. L'hypothèse explicatrice d'une impédance de la peau plus faible chez les filles pourrait être avancée. Il faut rappeler que les changements hormonaux seraient favorables à une baisse de la résistance corporelle chez la femme (Gleichauf et

Roe, 1989). Mais il faut également tenir compte de la surestimation potentielle du pourcentage de FMV, si l'on estime que les sujets féminins n'ont pas réellement développé une force maximale. Ce qui suppose qu'il faudrait plutôt exprimer ES en pourcentage de CV+ES. Dans ce cas les valeurs deviennent $ES = 57 \% \text{ de CV+ES}$.

L'augmentation significative des valeurs de force maximale isométrique développée, lorsque la **posture est stabilisée** par rapport aux conditions expérimentales où celle-ci est laissée libre, confirme les suggestions des premiers travaux cités (Clake, 1950 ; Mendler, 1967 ; Currier, 1977). Elle montre également que compte tenu de la nature polyarticulaire des muscles extenseurs de la jambe sur la cuisse, il est important d'assurer chez les sujets une bonne stabilité de la posture, si l'on veut obtenir la force musculaire maximale. Nos observations vont dans le sens des travaux de Hart et al (1984) qui soutiennent pour le quadriceps fémoral que la relation Longueur-Tension serait influencée par une instabilité de la hanche, le muscle droit fémoral croisant l'articulation de la hanche. La fixation du bassin favorise une bonne stabilité de l'origine anatomique du droit fémoral. Par conséquent, une plus grande valeur de force musculaire développée par l'ensemble du quadriceps en contraction est utilisée dans un effort d'extension de la jambe sur la cuisse. La stabilisation additionnelle (ceinture à la hanche et autour du tronc) réduirait considérablement le mouvement du fémur et du tronc au cours de très fortes sollicitations du quadriceps.

En effet, si la **posture n'est pas stabilisée**, les valeurs de force obtenues chez les sujets masculins sont inférieures de 20 % ($FMVL = 80 \% \text{ de FMVS}$) lors des contractions maximales volontaires, de 15 % sous électrostimulation ($ESL = 85 \% \text{ de ESS}$), et de 21 % lorsque la stimulation électrique est surimposée ($CV+ESL$

= 79 % de CV+ESS). Cette diminution de force représente respectivement 18 %, 19 % et 15 % chez les sujets féminins lors des contractions maximales volontaires, sous électrostimulation, lorsque la stimulation électrique est surimposée.

Lors de la mesure sur la jambe droite, de la force maximale volontaire ou de la force obtenue à partir de la combinaison de la contraction volontaire et de l'électrostimulation (posture stabilisée ou non), une force est simultanément enregistrée sur la jambe gauche. Cette force traduit une co-activation des muscles du membre opposé qui entraîne soit une extension, soit une flexion simultanée de la jambe. La force mesurée sur la jambe non sollicitée (ni contractée volontairement, ni stimulée directement) appelée force musculaire contralatérale est significativement plus grande en contraction volontaire qu'en électrostimulation. Ceci pourrait constituer un argument en fonction d'une sélectivité plus grande de la stimulation électrique, la contraction maximale volontaire sollicitant des muscles agonistes et d'autres muscles visant à assurer une efficacité maximale du mouvement.

La force contralatérale enregistrée varie en fonction des sujets, des modes de contraction et les facteurs qui le déterminent ne sont pas connus. Toutefois nous estimons qu'elle pourrait contribuer à accroître ou à diminuer le niveau maximal de la tension musculaire, selon qu'elle est dans le sens de l'extension ou de la flexion. Son intensité plus importante en contraction volontaire avec posture stabilisée pourrait en partie expliquer la différence relevée entre FMVS et FMVL.

ETUDE 2

5) - Conclusion

Il ressort de la présente étude que pour une évaluation correcte de la force maximale isométrique des extenseurs de la jambe, la **stabilisation du bassin et du tronc est nécessaire**, quel que soit le mode de contraction appliqué. L'intérêt de l'étude réside dans le fait qu'elle permet de **préciser l'ordre de grandeur du déficit** en force maximale isométrique, lorsqu'une stabilité de la posture n'est pas assurée chez les sujets au cours d'un effort maximal, à partir de la position assise.

Ce travail pose aussi le problème du "**niveau maximal**" des contractions volontaires, en particulier chez les sujets féminins. La **superposition de ES à la contraction volontaire pourrait être un moyen d'apprécier la validité de mesure de la force maximale volontaire.**

Le siège utilisé pourrait servir en rééducation pour des tests d'effort ou chez des sujets sains dans le but d'évaluer l'action bilatérale ou unilatérale des jambes au cours d'un effort isométrique d'extension ou de flexion.

la différence significative de la force contralatérale, entre les modes de contraction volontaire (CV) et combiné (CV+ES) d'une part et ES d'autre part, pourrait contribuer à expliquer le fait que la stimulation électrique appliquée seule ne génère pas autant de force que la contraction volontaire. Cette hypothèse fera l'objet des prochaines études.

ETUDE 3

1) - Objectif

Lors de la détermination de la Force Maximale Volontaire Isométrique Unilatérale des extenseurs de la jambe droite, la jambe gauche est significativement sollicitée (13 % de FMV). Une stimulation électrique des mêmes extenseurs induit également une activité musculaire contralatérale (jambe gauche), qui est plus faible (Etude 1). L'étude précédente nous permet de conclure que les sujets prennent appui (en flexion ou en extension) sur leur jambe gauche, lorsqu'ils effectuent des contractions maximales du quadriceps droit. La présente étude tout en restant complémentaire de la précédente, fait l'hypothèse que **l'appui simultané de la jambe gauche modifierait de façon significative la force maximale d'extension de la jambe droite sollicitée (en CV ou ES)**. En conséquence la différence de force musculaire contralatérale entre une contraction volontaire (CV) et une stimulation électrique, expliquerait en partie le déficit de force observé entre ES et CV.

L'objectif du travail présenté ici est de comparer la **contraction musculaire électro-induite de la jambe dominante** (plus forte), à sa **contraction musculaire volontaire** au cours de laquelle le sujet reçoit la **consigne d'éviter l'appui simultané de l'autre jambe**. Les contractions maximales volontaires unilatérale et bilatérales sont également réalisées et analysées afin de préciser l'influence de l'appui contralatéral lors de la contraction unilatérale.

2) - Les sujets

Onze sujets étudiants, ont volontairement pris part à l'expérimentation.(Tab.3)

Tous les sujets sont sains et pratiquent au moins une activité sportive.

Sujets	Age (ans)	Masse (kg)	Poids (N)	Taille (m)	L.Jbe (m)
M (N=11)	23.18 ± 4.40	70.25 ± 6.27	689.37 ± 61.59	1.75 ± 0.06	0.41 ± 0.02

Tab.3 Caractéristiques des Sujets. L.Jbe = Longueur de la jambe

3) - Protocole Expérimental 2

Les sujets sont assis sur le siège, cuisses à l'horizontale, leur posture est fixée. A la fin d'un échauffement de 5 minutes, 4 à 5 contractions permettant d'obtenir le Moment Maximal Volontaire Isométrique Unilatéral (MMVIU) d'extension de la jambe sont réalisées par les membres inférieurs droit et gauche de chaque sujet, afin de déterminer le membre dominant. En contraction unilatérale, la force maximale d'extension est recherchée sur une seule jambe, alors qu'en contraction bilatérale le sujet cherche à atteindre sa force maximale à partir d'une extension simultanée des deux jambes.

La jambe dominante est ensuite soumise dans un ordre aléatoire à trois conditions expérimentales qui permettent de calculer:

- le Moment Maximal Volontaire Isométrique Bilatéral (MMVIB),

- le Moment Maximal Volontaire Isométrique (sans appui de la jambe opposée), le sujet reçoit un feed-back visuel sur écran (MMVIF);

- le Moment unilatéral développé par l'intermédiaire de l'électrostimulation (MUES).

Les moments développés par les jambes sollicitées et non (directement) sollicitées sont comparés, entre eux et à partir de l'analyse de variance et du Post-test de Schéffé.

4) - Résultats

Jambe (dominante) sollicitée

Il n'y a pas de différence significative entre le moment maximal volontaire isométrique unilatéral (MMVIU) et le moment maximal volontaire isométrique bilatéral (MMVIB). La différence entre le moment maximal volontaire isométrique avec feed-back visuel et le Moment unilatéral développé par l'intermédiaire de l'électrostimulation (MUES) n'est pas non plus significative. Par contre la différence entre MMVIU ou MMVIB et MUES est significative de même que celle entre MMVIU ou MMVIB et MMVF. ($p < 0.01$). MUES représente 82 % de MMVIU, et MMVF en fait 86 %. (Fig. 17)

Jambe opposée (appui contralatéral)

La différence entre le moment de force électro-induite contralatéral (MUES') et le moment maximal volontaire isométrique contralatéral avec feed-back (MMVF') n'est pas significative de même que celle entre le moment maximal volontaire

isométrique unilatéral (MMVIU') et MUES'. Une différence significative est décelée entre MMVIU' et MMVF', puis de toute évidence entre MMVIB' et les autres conditions expérimentales.

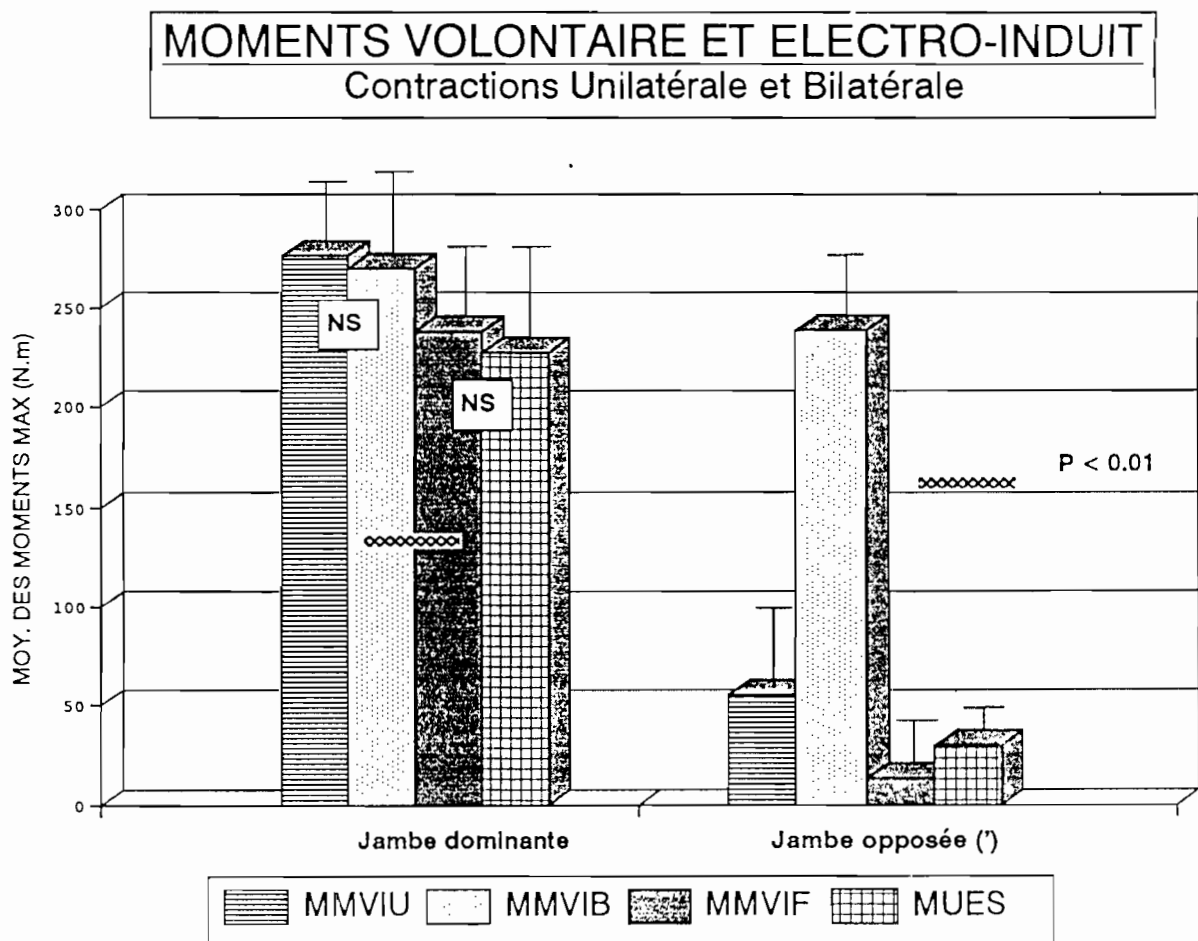


Fig. 17 : Aucune différence significative n'apparaît entre le moment maximal volontaire isométrique unilatéral (MMVIU) et celui bilatéral (MMVIB) ; la différence entre le moment électro-induit (MUES) et celui volontaire avec feed-back (MMVIF) n'est pas non plus significative.

5) - Discussion

Le **moment unilatéral électriquement évoqué (MUES)** n'est pas différent du **moment maximal volontaire isométrique avec feed-back visuel** (MUES = 95.5 % de MMVIF), alors qu'il est significativement plus faible que le moment maximal volontaire isométrique unilatéral ou bilatéral (82 % de MMVIU). Le moment maximal volontaire isométrique avec feed-back (MMVIF) est aussi significativement inférieur au moment maximal volontaire isométrique unilatéral (MMVIU) ou bilatéral (MMVIB). En d'autres termes le fait de **réduire la prise d'appui** sur le membre contralatéral entraîne une **diminution significative de la force maximale volontaire**. En conséquence, elle n'est plus différente de la force électro-induite. L'hypothèse de l'influence de la force musculaire contralatérale sur la force maximale, ou sur **le déficit de force entre CV et ES serait ainsi justifiée**.

De nombreux travaux (Komi et al, 1979 ; Moritani et deVries, 1979 ; Lewis et al, 1984 ; Parker, 1985) ont rapporté des gains importants de force musculaire contralatérale, après entraînement par contractions volontaires. Certains, cependant, ne font pas état de gain (Young et al, 1983 ; Rutheford et Jones, 1986).

En stimulation électrique, un nombre limité de travaux ont rapporté l'effet du membre stimulé sur celui non stimulé, après des séances d'entraînement par stimulation électrique du muscle.

Eriksson et al. (1981), Laughman et al. (1983) ne relèvent aucune modification de la force du quadriceps fémoral de la jambe non stimulée, bien que des gains de force du quadriceps entraîné aient été rapportés.

Cabric et Appell (1987), rapportent un gain de la force maximale volontaire

isométrique de 50.3 % à 58.8 % en stimulant les muscles du mollet, avec un courant rectangulaire de 50 Hz et 2000 Hz, pendant 21 séances. Des gains substantiels de 39.7 % (à 50 Hz) et 32.2 % (à 2000 Hz), sont également enregistrés au niveau des triceps surae contralatéraux non stimulés.

Howard et Enoka (1987) concluent que l'électrostimulation peut avoir un effet que ne permet pas la contraction volontaire.

Lai et al. (1988), relève des gains de force contralatérale de 18.1 % à 24.1 % chez deux groupes de sujets dont les quadriceps fémoraux (d'un membre seulement) ont été stimulés respectivement à 25 % et à 50 % de la force maximale volontaire.

Hainaut et Duchateau (1992), rapportent que le phénomène de **transfert croisé**, lors de la stimulation électrique, supporte l'idée de la présence d'une adaptation nerveuse, sous ce mode de contraction.

Portmann (1991) pense que les effets contralatéraux de l'entraînement par ES pourraient être expliqués, soit par des erreurs de mesures pré et post entraînement, soit par des contractions parasites involontaires.

L'effet contralatéral d'un membre sur l'autre est cité dans la littérature dans le cadre de l'entraînement volontaire ou par électrostimulation, mais pas en ce qui concerne les tests de force maximale.

L'étude précédente et celle-ci nous permettent de constater que les **valeurs de la force contralatérale** enregistrées lors des contractions électro-induites quoique plus **faibles** que celles de la contraction volontaire, **ne sont pas toujours nulles** chez les sujets. Ce qui nous permet de penser que les gains de force des muscles contralatéraux rapportés par la littérature après entraînement par

électrostimulation, est le résultat de l'effet de leur co-activation involontaire.

Cependant aucune des études citées n'a pris en compte la valeur des forces développées par la jambe libre pendant les situations de tests ou d'entraînement. L'interprétation des résultats qui en a été faite est donc sujette à caution.

La valeur du moment électro-induit (MUES = 82 % MMVIU) obtenue dans cette étude est similaire à celle rapportée par Kramer (1987), et à celle enregistrée avec les tests de reproductibilité.

Pour la comparaison des contractions unilatérales et bilatérales nous avons appliqué l'**Index de Performance Bilatérale** (BPI), Howard et Enoka (1987) :

$$\text{BPI} = [100 \times \{ \text{Con Bilat} / (\text{Con Unilat.D} + \text{Con Unilat.G}) \} - 100]$$

où

Con Bilat = Contraction Bilatérale (jambe droite + jambe gauche)

Con Unilat.D = Contraction Unilatérale de la jambe droite

Con Unilat.G = Contraction Unilatérale de la jambe gauche.

Une différence non significative est obtenue entre le moment maximal volontaire isométrique unilatéral (MMVIU) et le moment maximal volontaire isométrique bilatéral (MMVIB). Cette absence de différence ne va pas dans le sens des données des travaux, cités par Roy et al. (1990), MMVIB est égal à 97.5 % de MMVIU. Claparède (1917) et Rimathé (1925) rapportent que la force musculaire d'un membre serait significativement plus élevée lorsque celui-ci est sollicité seul, que lorsqu'il y a une contraction simultanée des deux membres. D'après ces auteurs la

tension musculaire développée par une seule jambe, serait approximativement supérieure de 30 % à celle enregistrée avec une sollicitation simultanée du membre contralatéral. Les mécanismes neurophysiologiques responsables de ce phénomène ne sont toujours pas expliqués. Une mauvaise organisation de la commande nerveuse motrice est proposée par Vandervoort et al (1984) pour expliquer l'activation d'un plus faible nombre d'unités motrices. L'hypothèse d'une interaction entre les hémisphères cérébraux et/ou les influences du réflexe spinal est avancée par Ohtsuki (1983).

La diminution de la force maximale (30 %), lorsque les deux membres sont simultanément sollicités est appelée **déficit bilatéral**.

D'après Ohtsuki (1983) le déficit bilatéral est réduit ou aboli lorsque la contraction isométrique d'un groupe musculaire (appartenant à un membre) est simultanée à une contraction isométrique des antagonistes contralatéraux.

Cette dernière considération suggère l'influence des muscles agonistes ou antagonistes contralatéraux sur le niveau maximal de force musculaire développée.

la différence entre le moment maximal volontaire isométrique unilatéral (MMVIU) et le moment maximal volontaire isométrique bilatéral (MMVIB), n'est que de 2.5 % dans cette étude. Roy et al (1990) ont également rapporté une réduction non significative du moment maximal bilatéral des extenseurs du genou, lorsqu'il est comparé à celui unilatéral. Selon Secher (1975) l'entraînement volontaire abolit ou réduit le déficit de force entre contractions unilatérale et bilatérale.

La différence de force obtenue entre condition bilatérale et unilatérale varie beaucoup entre les auteurs, du fait des divers groupes musculaires étudiés, des protocoles expérimentaux et des sujets (sexe, entraînés ou non). Sale (1988) fait

remarquer que :

- le déficit bilatéral ne serait pas présent dans les contractions isométriques et concentriques à faible vitesse,

- le déficit bilatéral serait réduit ou aboli lorsque la contraction d'un groupe musculaire d'un membre est simultanée avec celle des antagonistes du membre contralatéral,

- l'entraînement avec des contractions bilatérales réduirait le déficit bilatéral.

Les résultats de la présente étude confirment les observations de Sale (1988) en ce qui concerne l'absence de différence entre contractions unilatérale et bilatérale, et l'influence de l'appui contralatéral sur la force maximale.

6) - Conclusion

Cette étude suggère que :

- la stimulation électrique pourrait **générer autant de force musculaire qu'une contraction volontaire lorsque l'appui contralatéral est volontairement réduit ou supprimé** par les sujets,

- l'action du membre opposé n'est pas la seule explication du déficit en force développée sous ES,

- d'autres groupes musculaires (abdominaux, dorsaux, fessiers) pourraient indirectement intervenir selon le mode de contraction.

Les **gains de force** relevés après entraînement dans la littérature sur les **muscles contralatéraux**, pourrait en partie s'expliquer par l'**activation concomitante** de ces muscles à ceux du membre normalement sollicité.

Une différence de 9 % (en CV) et 24 % (en ES) des valeurs de force maximale est décelée chez les sujets masculins, lorsqu'on compare les résultats des études 1 et 2. Cette observation traduit sans aucun doute une différence interindividuelle de ces sujets. Elle permet également de supposer que les sujets de l'étude 2 ont développé plus de force parce que leur jambe dominante a été sollicitée, contrairement à ceux de l'étude 1 où ce critère n'a pas été pris en compte. Ce qui nous amène à penser que l'aspect dominant ou non de la jambe (forte ou faible), pourrait avoir une influence sur l'expression de la force musculaire électro-induite en , pourcentage de celle maximale volontaire

1) - Objectif

Les critères permettant de qualifier de "dominant" un membre par rapport à l'autre sont : la précision pouvant être atteinte dans l'accomplissement d'une tâche, la valeur maximale de la force musculaire qu'il est capable de développer.

Les protocoles d'entraînement musculaire, par stimulation électrique, concernent souvent un seul membre (droit ou gauche) plus rarement les deux simultanément. L'aspect dominant n'est pas pris en compte par souci d'une pseudo homogénéité du groupe, ou du fait des limitations liées à l'appareillage utilisé. Or, les études 1 et 2 nous laissent penser que l'aspect dominant (plus fort) ou non (plus faible) du membre stimulé a une influence sur la force électro-induite, ou sur le gain de force après entraînement par électrostimulation.

Johnson et al, (1977) ont relevé les augmentations les plus importantes de force musculaire au niveau des muscles faibles entraînés par stimulation électrique (200 % de gain de FMV pour les muscles atteints d'atrophie chronique) en ES.

Romero et al (1982) rapportent suite à l'application d'un courant asymétrique biphasique (intensité maximale tolérée) à 2000 Hz, pendant 10 séances, une augmentation de FMVI de la jambe dominante de 21 %, contre 31 % pour la jambe non dominante. Ce qui permet de supposer que l'électrostimulation serait plus efficace au niveau du membre non dominant.

Nous pensons alors qu'en fonction des sujets (entraînés ou non), des pratiques sportives (spécificité) et du type d'entraînement des valeurs de force différentes sont obtenues. Les rapports de force enregistrés entre jambes droite et gauche ou entre jambes dominante et non dominante pourraient alors être différents

d'un sujet à l'autre, d'un groupe à l'autre.

Cette étude a donc pour objectifs de :

- comparer la force maximale isométrique développée par les jambes droite et gauche (avec ES, CV ou les deux superposées), de même que les forces contralatérales enregistrées,

- d'analyser les différences de force éventuellement liées à l'aspect dominant ou non de la jambe,

- de comparer les résultats de l'application du même protocole de stimulation électrique chez différents groupes de sujets et dans différentes ambiances climatiques.

2) - les sujets

Vingt-trois sujets masculins ont volontairement participé à l'expérimentation au Bénin et quatorze au Niger. Les sujets sont tous étudiants en Education Physique et Sportive et ne présentent aucune pathologie apparente. **(Tab. 4)**

Sujets	Age (m)	Masse (kg)	Poids (N)	Taille (m)	L.Jbe (m)
Bénois (N = 23)	28.28 ± 3.12	66.78 ± 4.36	655.11 ± 42.77	1.76 ± 0.05	0.44 ± 0.02
Nigériens (N = 14)	25.35 ± 2.68	66.09 ± 7.58	648.34 ± 74.36	1.78 ± 0.05	0.45 ± 0.01

Tab 4. Caractéristiques individuelles des sujets Bénois et Nigériens.

3) - Protocole Expérimental 3

Ce protocole expérimental a été exécuté au Bénin et au Niger avec le consentement des sujets, pour bénéficier de conditions environnementales différentes, notamment en ce qui concerne la température ambiante. Les quadriceps fémoraux droit et gauche ont été soumis à trois modes de contraction musculaire maximale dans un ordre aléatoire :

- contraction volontaire, permettant de calculer le moment maximal volontaire de la jambe droite (MMVD) ou celui de la jambe gauche (MMVG),

- contraction électroinduite, permettant de calculer le moment électroinduit de la jambe droite (MED) ou celui de la jambe gauche (MEG),

- contraction volontaire combinée avec la stimulation électrique (CV+ES), dont le moment de la jambe droite est appelé MSD et celui de la jambe gauche MSG.

Un échauffement de cinq minutes, composé de contractions volontaires et de celles électriquement évoquées est exigé des sujets afin de les préparer à l'épreuve. L'intensité maximale tolérée par chaque sujet est ensuite appliquée pour la stimulation électrique.

Les températures cutanées sont relevées avant et après chaque extension de la jambe, quel que soit le mode de contraction, à un point situé à mi-cuisse pour chacun des deux membres inférieurs. Ce point est marqué à l'encre et restera le seul endroit où sera relevée la température cutanée, avant, et après effort, pendant toute l'expérimentation. Le choix de ce point situé à mi-cuisse pour mesurer la température cutanée, est justifié par le fait que celui-ci donne une température mieux corrélée avec la température cutanée moyenne au repos (Teichner, 1958 ;

Ramanathan, 1964). De plus cet endroit correspond au centre des muscles extenseurs de la jambe sollicitée.

La température ambiante (celle de la salle) est mesurée au début de l'expérimentation, à chaque passage des sujets, à l'aide d'un thermomètre.

Tous les tests sont réalisés en posture fixée. Un courant rectangulaire biphasique à moyenne nulle, de fréquence 100 Hz et de durée d'impulsion égale à 300 μ s est appliqué en électrostimulation pendant 7 s.

L'analyse de variances et le test de Student sont utilisés pour le traitement statistique des données.

4) - Résultats

4.1 - Sujets Béninois :

4.1.1- Comparaison entre jambes droite et gauche

4.1.1.1 - Jambe sollicitée

Les résultats (Fig. 18) révèlent qu'il n'y a aucune différence entre le moment maximal volontaire de la jambe droite (MMVD) et le moment obtenu sur la jambe droite en superposant ES à la contraction volontaire (MSD), de même qu'entre MMVG et MSG. Par contre, il existe une différence significative ($p < 0.05$) entre MMVD et MED (moment électro-induit de la jambe droite), puis entre le moment maximal volontaire de la jambe gauche (MMVG) et le moment électro-induit de la jambe gauche (MEG). La différence entre MSD et MED d'une part, et celle entre MSG et MEG d'autre part sont aussi significatives ($P < 0.001$). En d'autres termes, quelle que soit la jambe considérée, il existe une différence significative, entre la stimulation électrique seule et la contraction volontaire seule (CV), de même qu'entre les deux combinées et la stimulation seule. En revanche, la différence, entre les deux combinées et la contraction volontaire seule, n'est pas significative.

Ces premiers résultats de l'étude suggèrent une parfaite similarité (mêmes valeurs de force) entre les jambes droite et gauche, quel que soit le mode de contraction considéré.

A droite, MED représente 84 % de MMVD, MSD égal 113 % de MMVD. Sur la jambe gauche, ces valeurs sont 82 % de MMVG et 111 % de MMVG, respectivement pour MEG et MSG.

4.1.1.2 - Jambe non sollicitée (force musculaire contralatérale)

La comparaison des contractions musculaires contralatérales (quadriceps opposés), lorsque les jambes droite ou gauche sont sollicitées, fait apparaître, une différence significative ($p < 0.05$), entre la contraction volontaire seule et la stimulation seule, d'une part, puis entre la stimulation seule et les deux combinées d'autre part. Par contre, la différence entre, la contraction volontaire seule et les deux combinées, n'est pas significative. Lorsque la jambe droite est sollicitée, la force contralatérale représente :

- 30 % de MMVD (moment maximal volontaire de la jambe droite)
- 29 % en MSD (moment obtenu sur la jambe droite en superposant ES à CV)
- 6 % en MED (moment électroinduit de la jambe droite).

La sollicitation de la jambe gauche, donne une activité contralatérale, représentant :

- 24 % en MMVG (moment maximal volontaire de la jambe gauche)
- 30 % en MSG (moment obtenu sur la jambe gauche en superposant ES à CV)
- 9 % en MEG (moment électroinduit de la jambe gauche).

Aucune différence significative n'est notée, entre les côtés droit et gauche.

COMPARAISON DES MEMBRES DROIT ET GAUCHE
Jbe sollicitée : Jbe libre (') (BENIN)

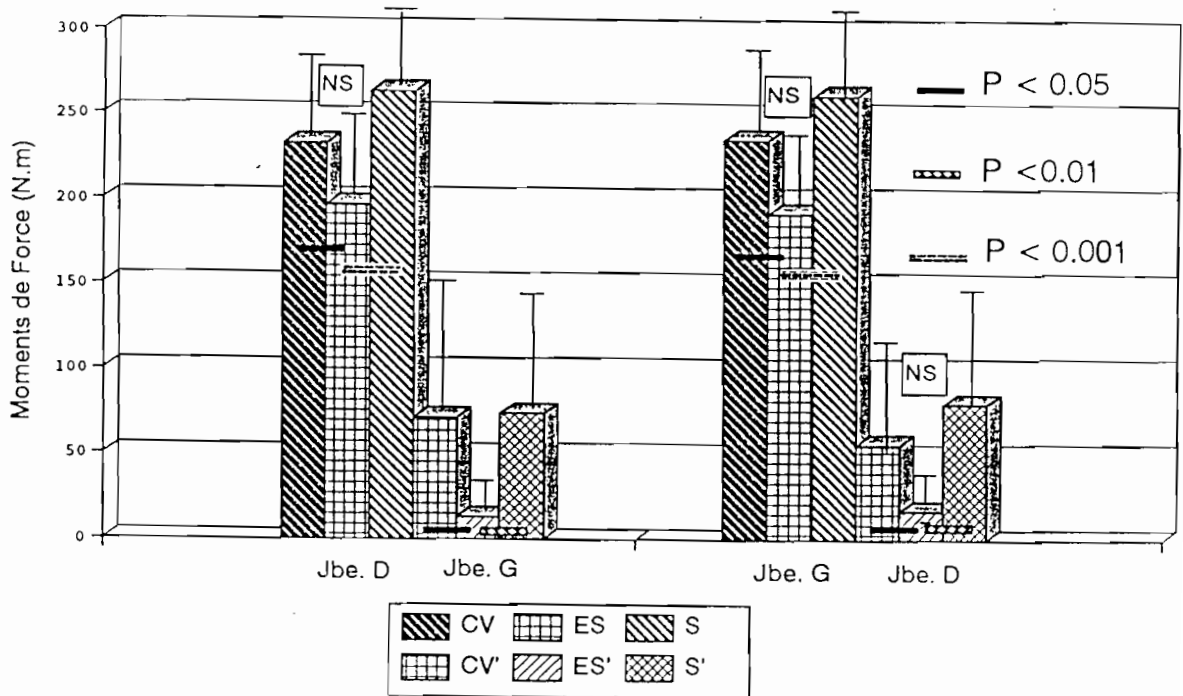


Fig. 18 : Il existe une différence significative entre : la contraction volontaire seule (CV) et l'électrostimulation (ES), puis entre les 2 combinées (S) et ES quelle que soit la jambe. La force contralatérale est significativement plus faible sous ES.

CV' = Force contralatérale simultanée à la force maximale volontaire.

ES' = Force contralatérale simultanée à la force électro-induite.

S' = Force contralatérale simultanée à la force obtenue à partir de CV+ES

4.1.2 - Jambes dominante et non dominante (Fig.19)

4.1.2.1 - Jambe dominante (forte)

Il existe une différence significative, entre le moment électro-induit seul (ME) et le moment volontaire seul (MV), de même qu'entre les deux combinées (MS) et ME ($p < 0.01$). En revanche, la différence, entre MS et MV n'est pas significative. ME représente 79 % de MV ; MS égal 109 % de MV.

4.1.2.2 - Jambe non dominante (faible)

Il n'y a pas de différence entre le moment électro-induit seul (me) et le moment volontaire seul (mv). Par contre la différence entre, le moment de la stimulation et de la contraction volontaire combinées (ms) et me est significative ($p < 0.01$) ; de même que mv et ms ($p < 0.05$).
me = 87 % de mv ; ms = 116 % de mv.

MOMENTS VOLONTAIRE ET ELECTRO-INDUIT
Jbes dominante / non dominante (BENIN)

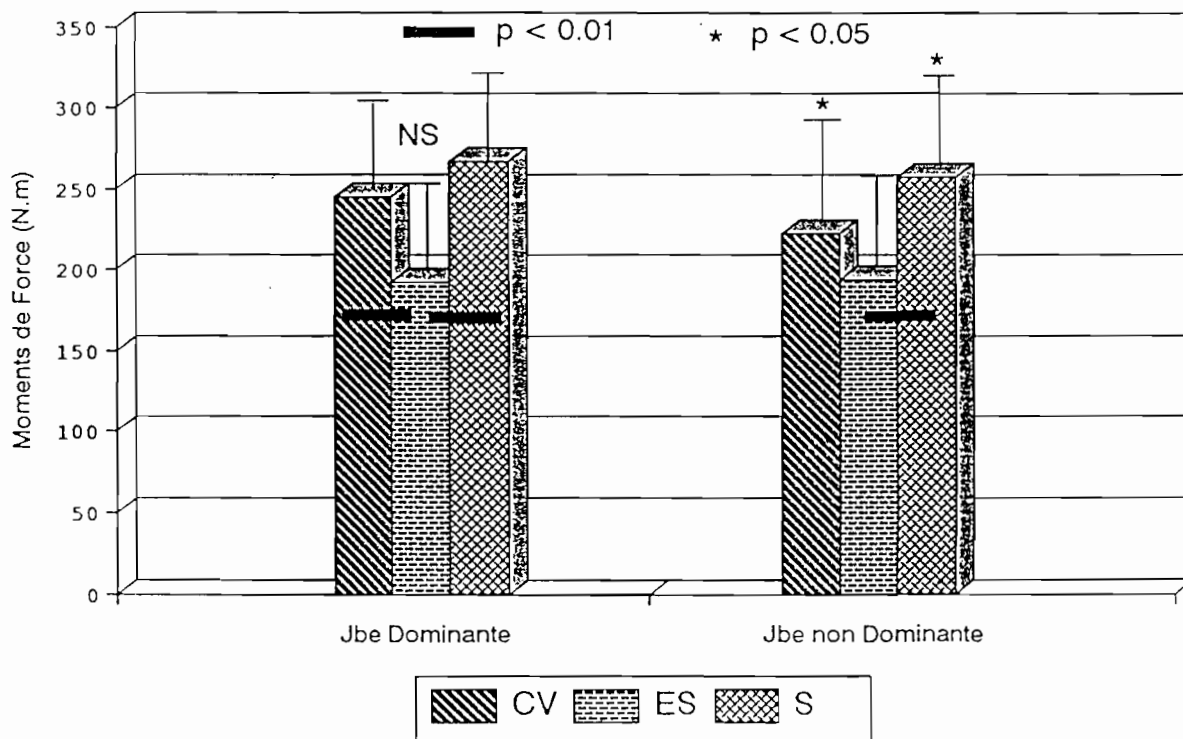


Fig. 19 : La différence entre CV et ES n'est pas statistiquement significative pour la jambe (Jbe) non dominante, ce qui n'est pas le cas sur la jambe dominante.

4.1.3 - Températures cutanée et ambiante

La température ambiante moyenne relevée varie entre 26°C et 28.7°C.

Les températures cutanées moyennes avant ou après effort sont représentées sur la Fig. 20. Les températures cutanées moyennes varient entre $32.6 \pm 2.6^\circ\text{C}$ et $33.3 \pm 1.2^\circ\text{C}$ pour la cuisse droite contre à gauche $32.2 \pm 2.8^\circ\text{C}$ et $33.1 \pm 1.4^\circ\text{C}$.

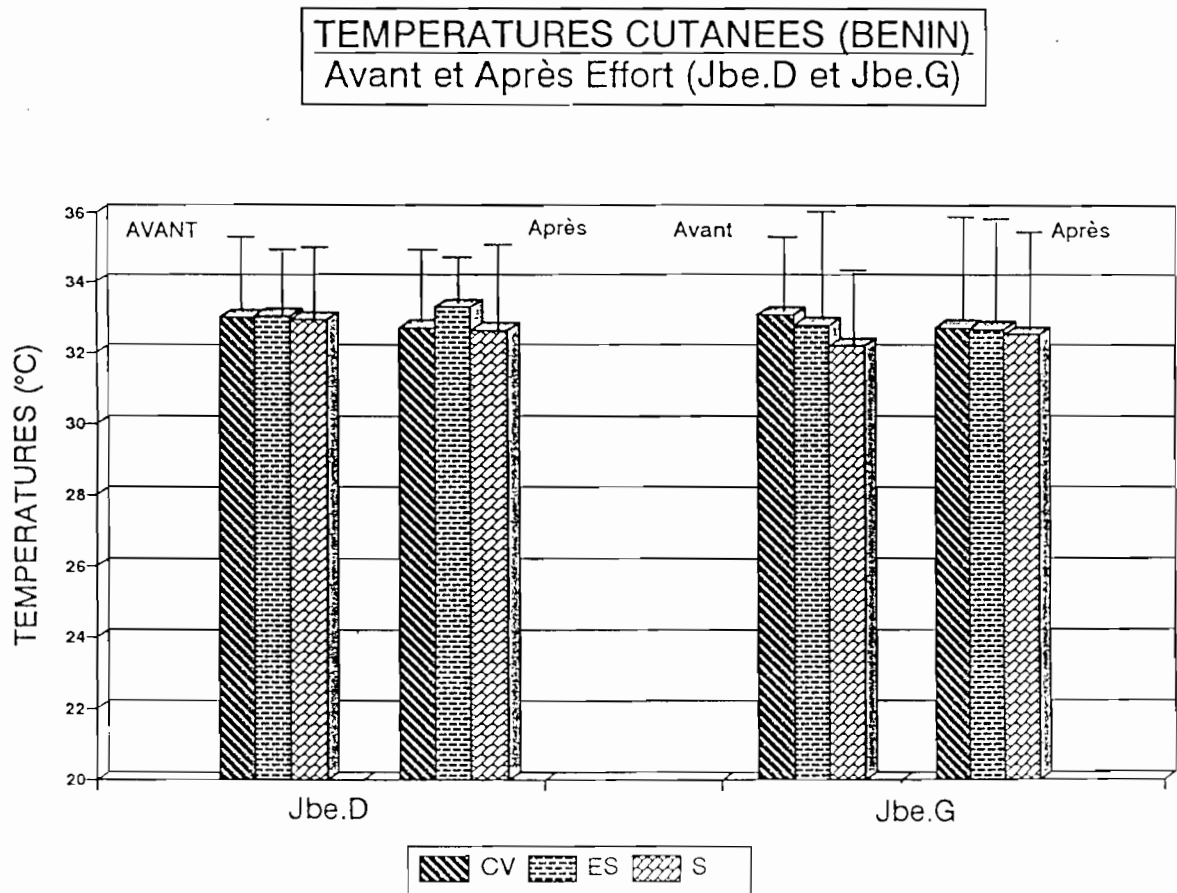


Fig. 20 : Aucune modification significative de la température cutanée n'est relevée si l'on compare les valeurs mesurées avant et après l'effort, quel que soit le mode de contraction.

4.2 - Sujets Nigériens

4.2.1 - Comparaison entre jambes droite et gauche

4.2.1.1 - Jambe sollicitée

Aucune différence significative n'apparaît entre le moment maximal volontaire de la jambe droite (MMVD) et le moment obtenu sur la jambe droite en superposant ES et CV (MSD), de même qu'entre MMVG et MSG. Par contre, il existe une différence significative ($p < 0.01$) entre MMVD et MED (moment électro-induit de la jambe droite), puis entre MMVG et MEG ($p < 0.001$). La différence entre MSD et MED d'une part, et celle entre MSG et MEG d'autre part sont aussi significatives ($P < 0.01$). Une parfaite similarité (valeur de force obtenue) entre les jambes droite et gauche est également relevée chez ces sujets. (Fig. 21).

MED = 64 % MMVD et MEG = 65 % de MMVG ; MSD = 107 % de MMVD et MSG = 105 %.

4.2.1.2 - Jambe non sollicitée (force musculaire contralatérale)

La comparaison des contractions musculaires contralatérales (quadriceps opposés), lorsque la jambe droite est sollicitée ne permet pas de relever une différence significative entre les trois modes de contraction.

Les valeurs de moment de force contralatérale représentent :

- 25 % de MMVD (moment maximal volontaire de la jambe droite)
- 29 % de MSD (moment obtenu sur la jambe droite en superposant ES et CV)
- 14 % de MED (moment électro-induit de la jambe droite)

La comparaison des contractions musculaires contralatérales, lorsque la jambe gauche est sollicitée, fait apparaître, une différence significative ($p < 0.01$), entre la contraction volontaire seule et la stimulation seule, d'une part, puis entre la stimulation seule et les deux combinées d'autre part. Par contre, la différence entre, la contraction volontaire seule et l'électrostimulation superposée à la contraction volontaire n'est pas significative. L'activité musculaire contralatérale représente ici:

- 34 % de MMVG
- 35 % de MSG

COMPARAISON DES MEMBRES DROIT ET GAUCHE
Jbe Sollicitée : Jbe libre (') (NIGER)

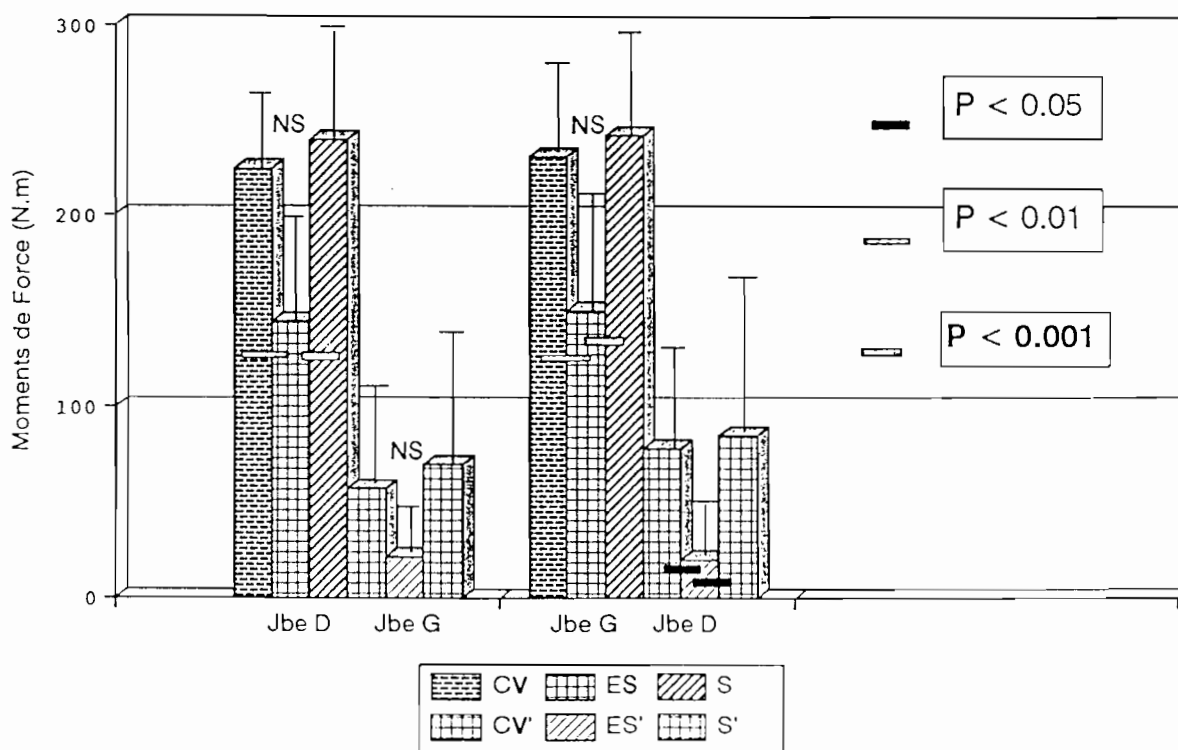


Fig. 21 : ES est significativement plus faible que CV seule ou CV et ES superposées. Aucune différence n'apparaît entre les jambes droite et gauche. L'activité contralatérale est plus faible sous ES.

4.2.2 - Jambes dominante et non dominante (Fig. 22)

4.2.2.1 - Jambe dominante

Il existe une différence significative entre le moment de force volontaire (MV) et le moment électro-induit (ME), de même qu'entre ME et MS ($p < 0.001$), ME ne représente que 55 % de MV. En revanche la différence entre MV et MS (moment obtenu en superposant ES et CV) n'est pas statistiquement significative.

4.2.2.2 - Jambe non dominante

Il apparaît une différence significative ($p < 0.05$), entre le moment volontaire seul (mv) et le moment électro-induit (me), de même qu'entre me et les deux combinées (ms) ($p < 0.01$). Par contre la différence entre mv et ms, n'est pas significative. ms représente 116 % de mv; me = 75 % de mv.

MOMENTS VOLONTAIRE ET ELECTRO-INDUIT
Jbes Dominante / non Dominante (NIGER)

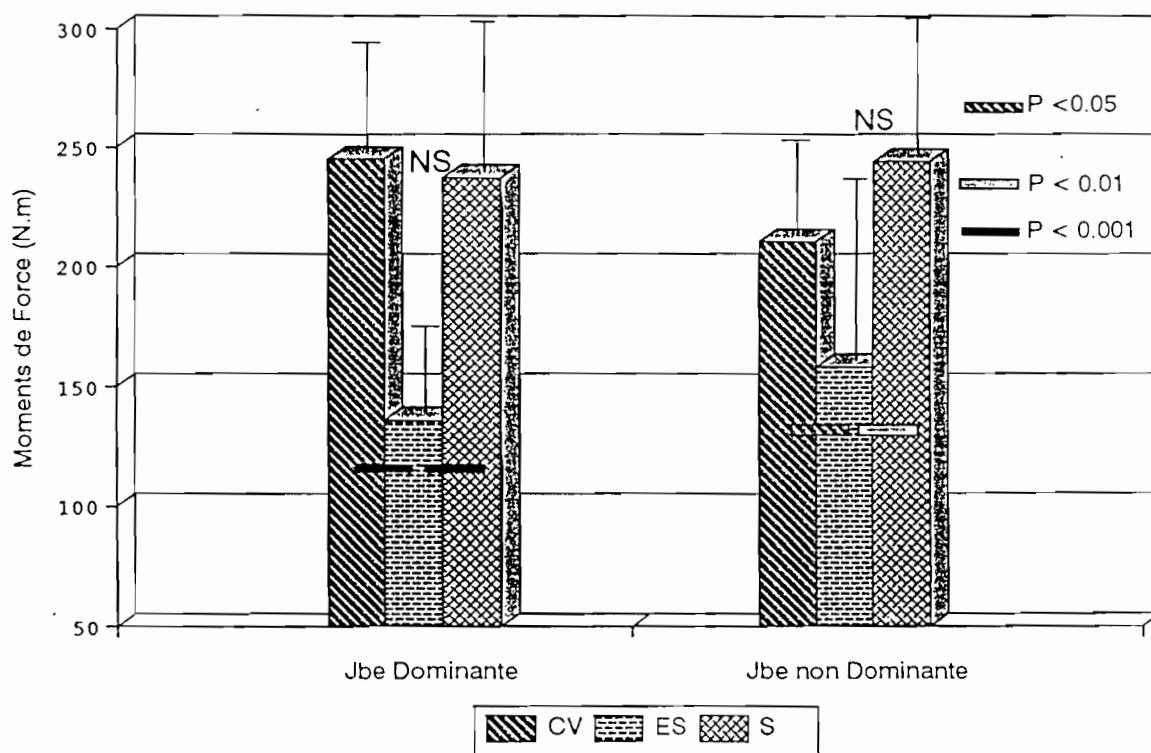


Fig. 22 : Sur la jambe dominante ES représente 55 % de CV contre 75 % sur la jambe non dominante.

4.2.3 - Températures cutanée et ambiante

Une température ambiante moyenne de $35.2 \pm 1.7^\circ\text{C}$ a été enregistrée avec un minimum de 32.4°C et un maximum de 38°C .

Aucune modification significative de la température cutanée, n'a été relevée avant ou après effort, quel que soit le mode de contraction musculaire considéré (Fig. 23).

La température cutanée moyenne varie entre $34.6 \pm 1.4^\circ\text{C}$ et $35.2 \pm 1.2^\circ\text{C}$ pour la cuisse droite, contre à gauche $35.1 \pm 1^\circ\text{C}$ et $35.6 \pm 0.5^\circ\text{C}$.

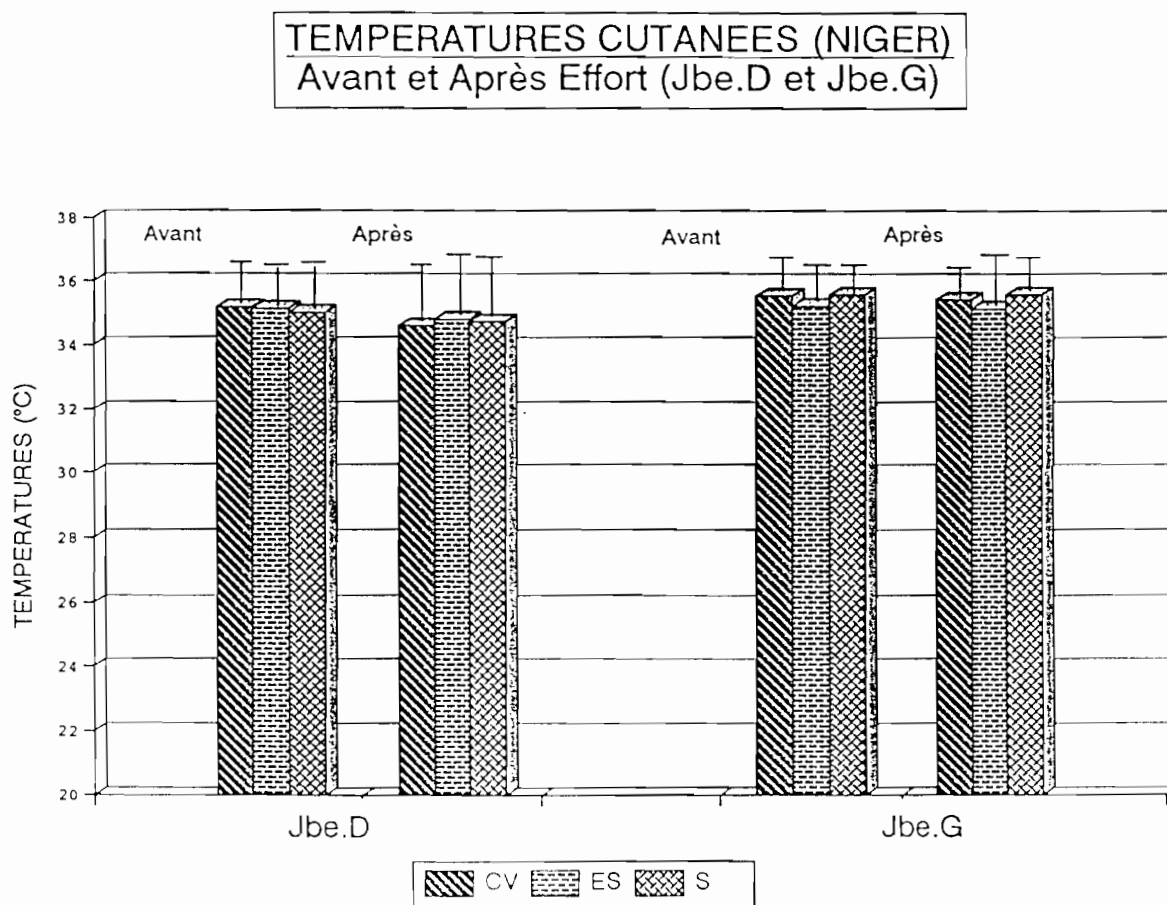


Fig. 23 : Il n'y a pas de modification significative de la température cutanée avant et après effort quel que soit le mode de contraction.

4.3 - Comparaison entre sujets Béninois, Français et Nigériens

Nous nous sommes intéressé à comparer les groupes de sujets Béninois, Français et Nigériens pour lesquels un même protocole est appliqué sur la jambe droite dans des conditions environnementales différentes.

4.3.1 - Moments maximaux volontaire et électro-induit

4.3.1.1 - Jambe sollicitée

Ce protocole est le même que celui appliqué aux sujets (Français) de l'étude 1 en posture stabilisée, avec la différence qu'une seule jambe (droite) avait été sollicitée dans cet échantillon. La comparaison proposée ici, ne concernera que cette jambe pour les trois groupes de sujets.

La comparaison des moments maximaux volontaires (MMVD), aux moments maximaux obtenus par la combinaison de la contraction volontaire et de la stimulation électrique (MSD), ne donne aucune différence significative entre les trois groupes de sujets. La comparaison des moments évoqués par la stimulation électrique seule (MED), permet de constater (Fig. 24) :

- qu'il n'existe aucune différence entre sujets Français (MED = 68 % de MMVD) et les sujets Nigériens (MED = 64 % de MMVD),
- que la différence entre Béninois (MED = 84 % de MMVD) et Français n'est pas significative
- qu'il existe une différence significative ($p < 0.05$) entre Béninois (84 %) et Nigériens (64 %).

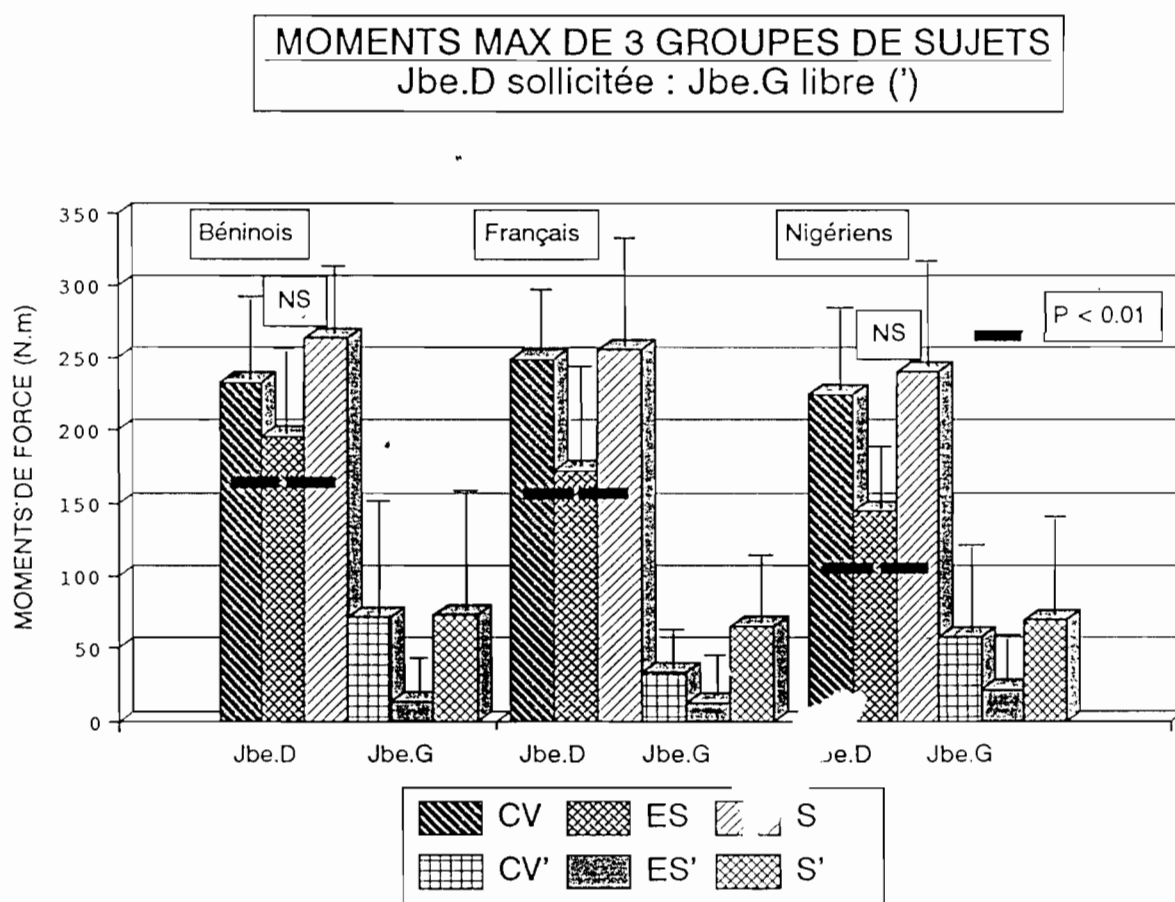


Fig. 24 : Le moment électro-induit (ES) est significativement plus faible que celui volontaire (CV) seul, ou les deux combinés (S) quelle que soit la population. ES représente 84 %, 68 % et 64 % de CV respectivement chez les Béninois, Français et Nigériens.

Alors que les deux autres modes de contraction ne laissent apparaître aucune différence de la tension musculaire développée par la jambe droite, entre Béninois et Nigériens, la stimulation électrique appliquée seule, donne une différence significative ($p < 0.05$) entre ces deux populations; 84 % de MMVD pour les Béninois contre 64 % pour les Nigériens. Des résultats similaires sont obtenus lorsque la jambe gauche est sollicitée (Fig. 25 et 26).

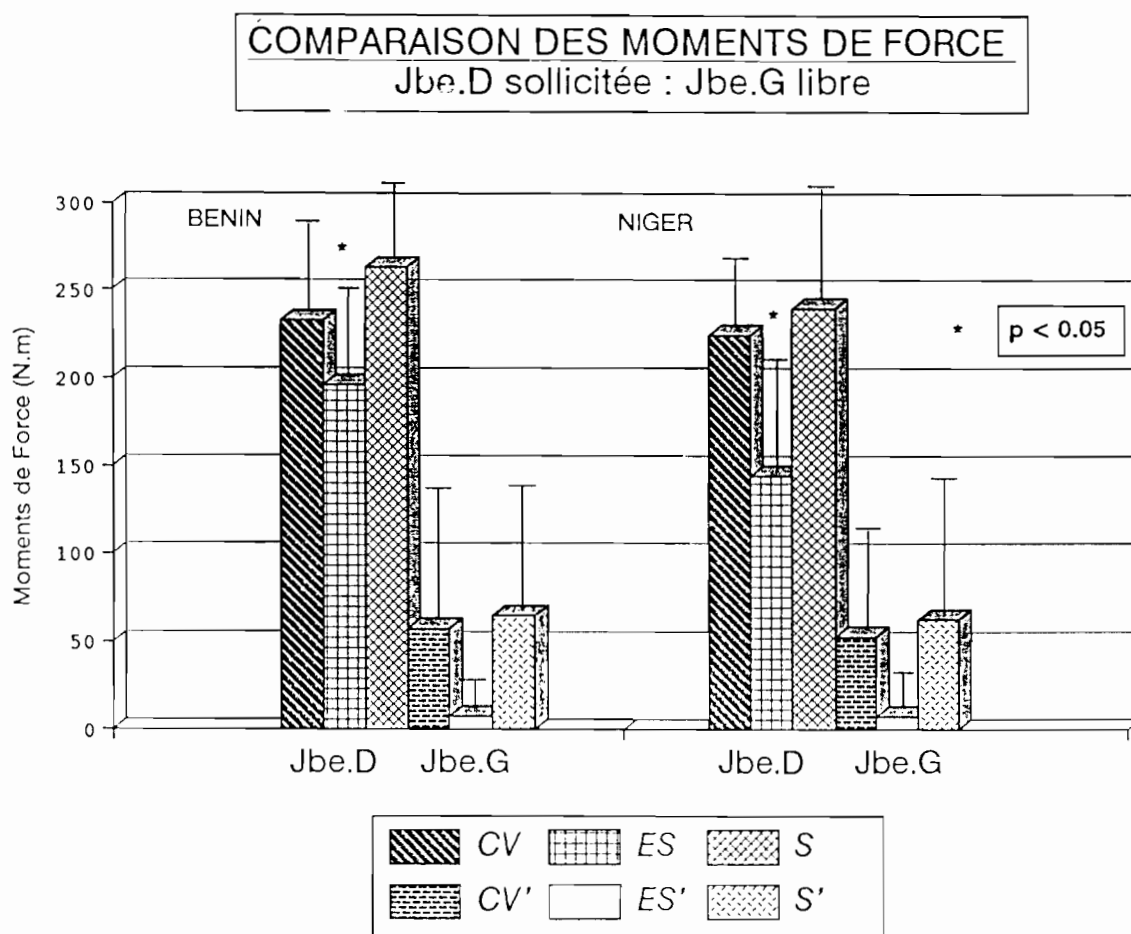


Fig. 25 . La différence du moment électriquement évoqué est significative entre Béninois et Nigériens (jambe droite).

COMPARAISON DES MOMENTS DE FORCE
Jbe.G sollicitée : Jbe.D libre

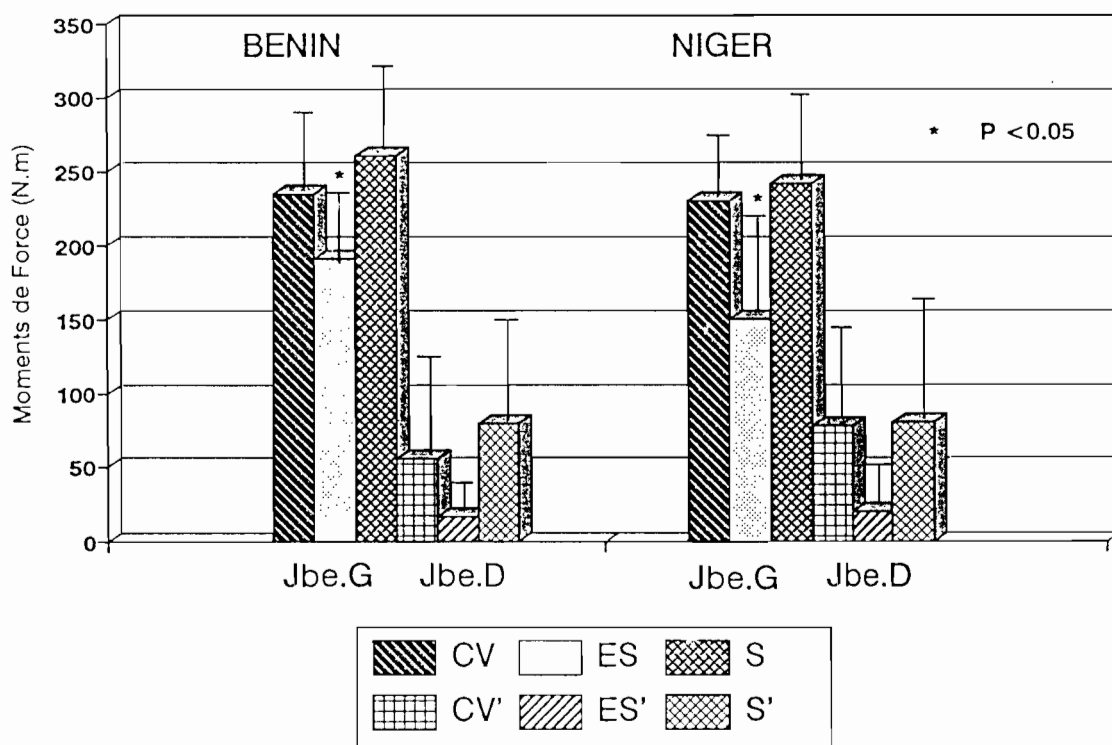


Fig. 26 : Le moment électro-induit de la jambe gauche est significativement différent entre Béninois et Nigériens.

4.3.1.2 - Comparaison des moments de force relevés sur les jambes dominante et non dominante entre Béninois et Nigériens

L'analyse des moments maximaux volontaires obtenus lors de la contraction volontaire de la jambe dominante ou non dominante ne fait apparaître aucune différence significative entre Béninois et Nigériens. La comparaison des moments électro-induits permet :

- de relever une différence significative ($p < 0.05$) entre les deux groupes de sujets lors de la stimulation de leur jambe dominante (79 % de FMV chez les Béninois contre 55 % chez les Nigériens),
- de constater une absence de différence significative entre Béninois et Nigériens lors de la stimulation de leur Jambe non dominante (Fig. 27).

COMPARAISON DES MOMENTS DE FORCE MAX
Jambes Dominante et non Dominante

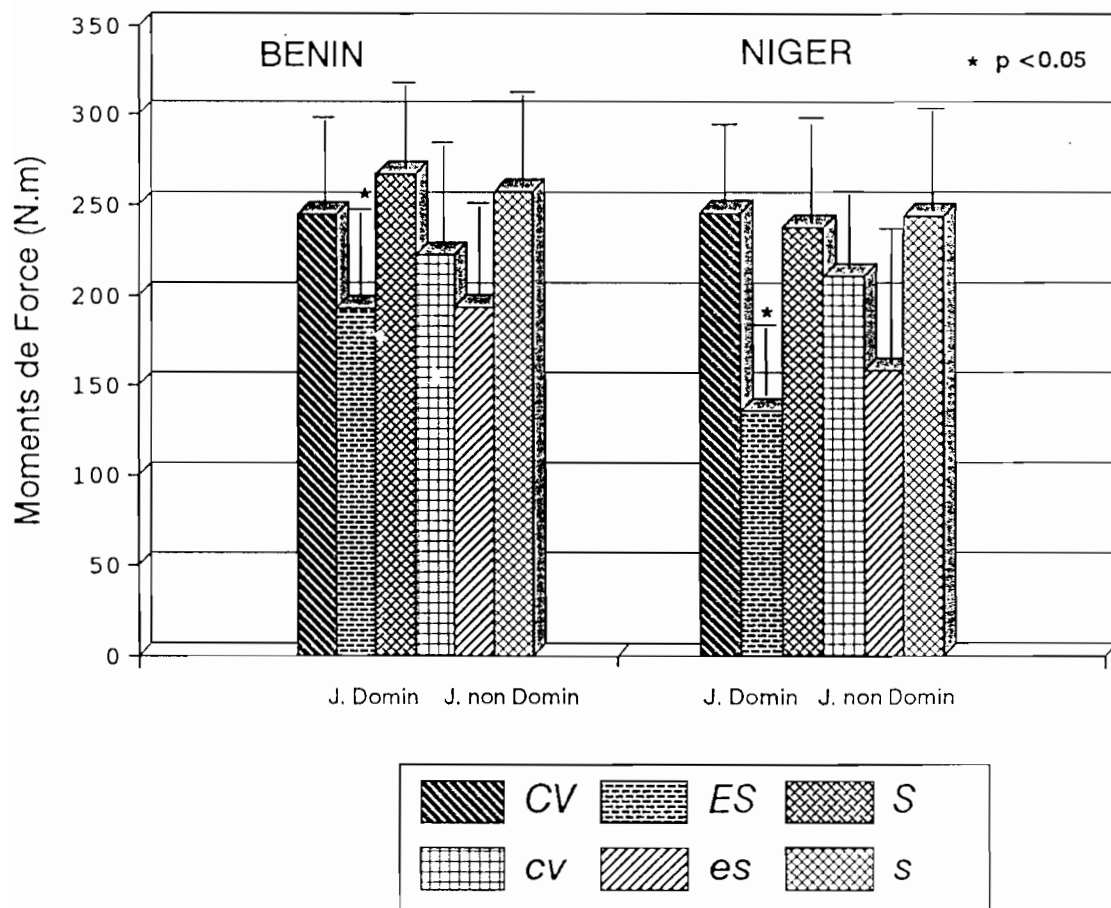


Fig. 27 : Le moment électro-induit de la jambe dominante est significativement différent entre Béninois et Nigériens, ce qui n'est pas le cas avec la jambe non dominante

4.3.1.3 - Jambe non sollicitée (force contralatérale)

La comparaison des moments de force musculaire contralatérale ne fait apparaître entre les trois groupes de sujets aucune différence quel que soit le mode de contraction considéré, lorsque la jambe droite est sollicitée. De même entre Béninois et Nigériens, il n'y a pas de différence significative au niveau de la force contralatérale, pour une sollicitation de la jambe gauche.

4.3.2 - Intensités maximales moyennes de courant tolérées

La comparaison des intensités de stimulation tolérées, entre les différents groupes, permet de constater (Fig 28) :

- une absence de différence entre Français (64 ± 9.6 mA) et Nigériens (69.3 ± 10.4),
- une absence de différence entre Béninois (75 ± 9.7 mA) et Nigériens,
- une intensité moyenne de courant utilisé significativement plus grande chez les Béninois par rapport aux Français.

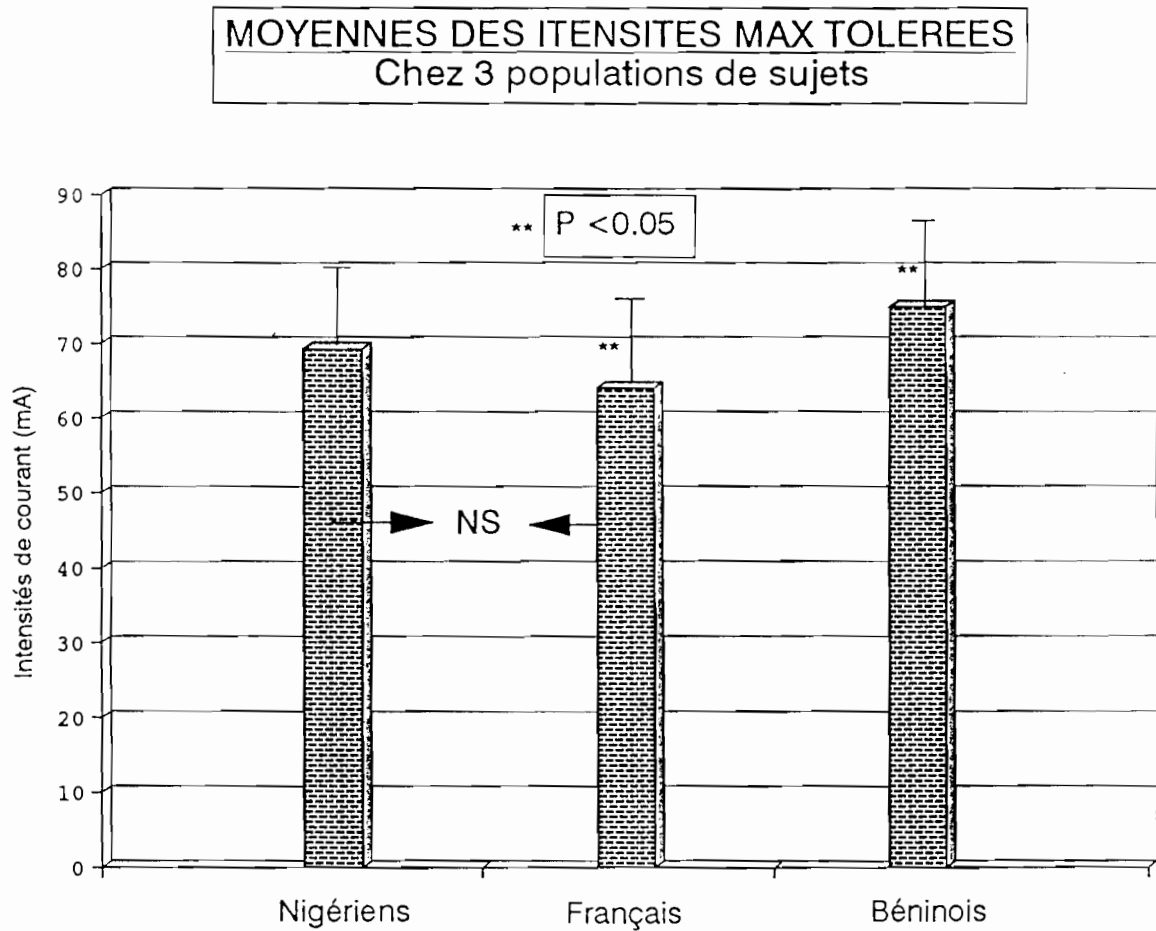


Fig. 28 : La différence de l'intensité de stimulation maximale tolérée par les sujets est significative entre Béninois et Français, ce qui n'est pas le cas entre Béninois et Nigériens ou entre Français et Nigériens

4.3.3 - Températures ambiante et cutanée

Une importante différence (prévue) de la température ambiante moyenne est relevée, entre la France (22.2°C), le Bénin (28.7°C) et le Niger (35.2°C).

La comparaison des températures cutanées, avant et après effort maximal, permet (Fig. 29 et 30) :

- de ne relever aucune différence significative entre sujets Béninois (avant : $32.6 \pm 2.6^\circ\text{C}$, après : $33.3 \pm 1.2^\circ\text{C}$) et Français (avant : $32.3 \pm 0.7^\circ\text{C}$, après : $32.8 \pm 0.7^\circ\text{C}$)

- de relever des températures cutanées significativement ($p < 0.01$) plus élevées chez les Nigériens comparativement à celles mesurées chez les sujets Béninois, ou Français.

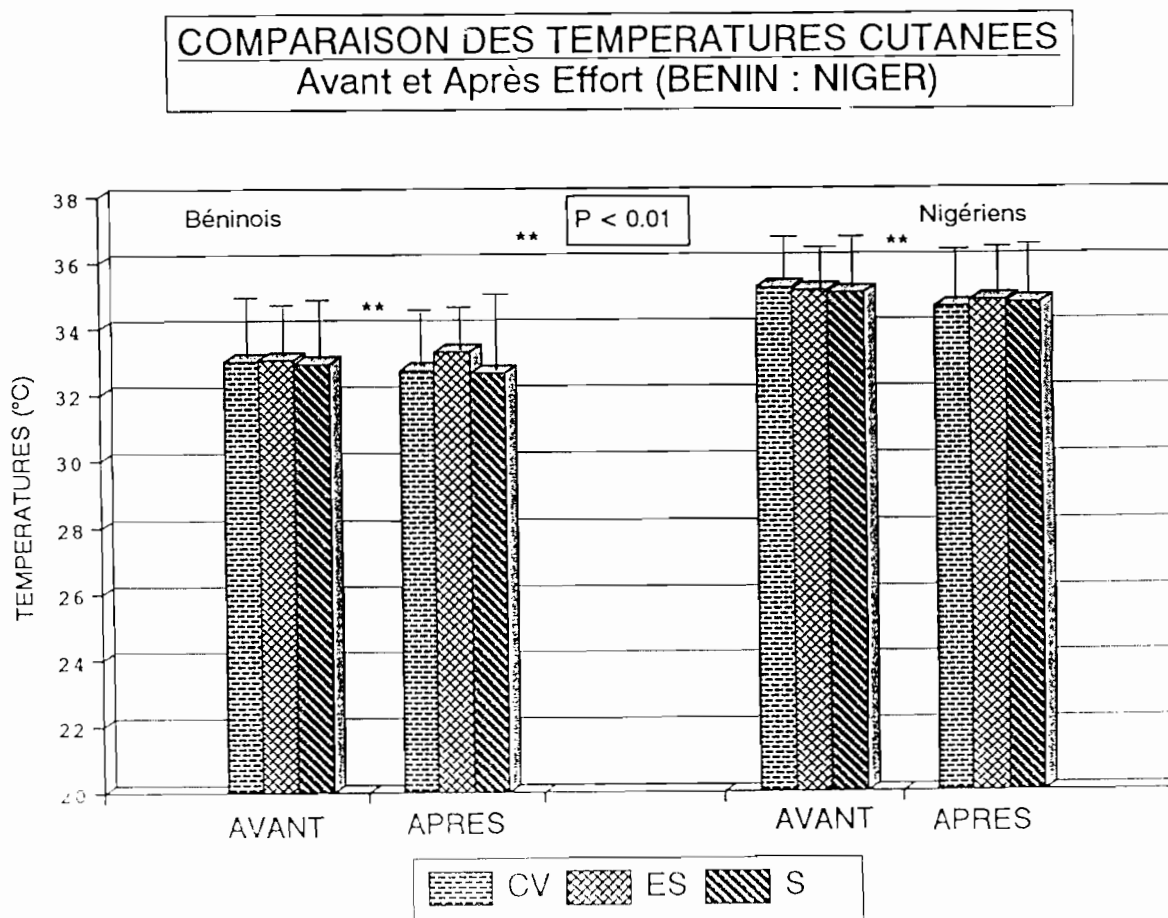


Fig. 29 : La différence de la température cutanée est significative entre Béninois et Nigériens avant et après effort.

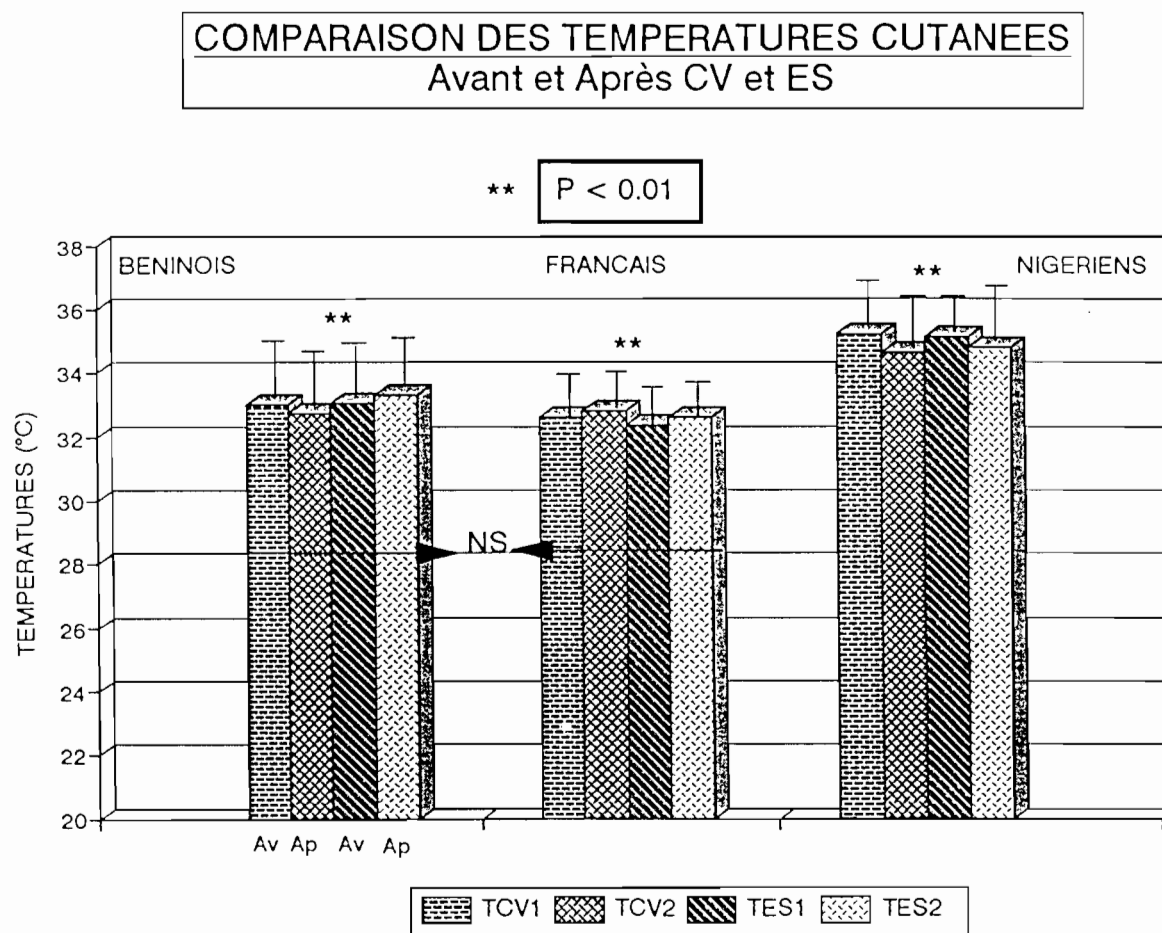


Fig. 30 : Alors que la différence de température cutanée n'est pas significative entre Béninois et Français avant et après effort, une différence significative est relevée entre Français et Nigériens, puis entre Béninois et Nigériens.

TCV1 = Température avant la contraction volontaire
TCV2 = Température après la contraction volontaire
TES1 = Température avant la contraction-électro-induite
TES2 = Température après la contraction-électro-induite

5) Discussion

5.1 - Comparaison des modes de contraction et des forces électro-induites entre sujets béninois et Nigériens

Des différences significatives sont relevées entre le moment maximal volontaire et le moment électro-induit, et entre le moment électro-induit et le moment obtenu en superposant ES à CV, quels que soient la jambe considérée ou le groupe de sujets. Elles corroborent les données de la littérature selon lesquelles le moment électro-induit est significativement inférieur à celui volontaire, le moment obtenu à partir de la superposition de ES à la contraction volontaire n'est pas différent du moment volontaire seul (Edwards, 1977 ; Kramer et al, 1984 ; Kramer, 1987 ; Poumarat, 1989).

La stimulation électrique appliquée seule permet de développer dans cette étude des tensions représentant 82 à 84 % de FMV chez les Béninois contre 64 % à 65 % de FMV chez les Nigériens. Les valeurs du groupe Béninois, corroborent les données de Edwards et al (1977), qui ont rapporté suite à la stimulation électrique du quadriceps (à 50 Hz) des valeurs de force électro-induite supérieures à 60 % de la force maximale volontaire (FMV).

Les valeurs de moments de force électro-induits dans le groupe Nigérien, sont dans les limites fixées par Edwards (1977), elles sont en revanche nettement inférieures aux valeurs obtenues par Kramer (1987). Ces valeurs sont également plus faibles que celles obtenues lors des tests de validation (voir Fig. 10).

La différence de valeurs de force électriquement évoquée entre les sujets Nigériens

et ceux de l'étude de Kramer (1987), pourrait s'expliquer par le fait que ces derniers avaient bénéficié d'une accoutumance au stimulus électrique pendant une à trois séances. Cet argument n'est pas valable au regard des résultats obtenus chez les Béninois et les Nigériens, où les mêmes conditions expérimentales ont été observées. L'explication afférente à l'intensité maximale de stimulation tolérée par les sujets, est aussi moins plausible, de ce point de vue nos résultats font apparaître une tendance de différence statistiquement non significative entre Béninois (75 ± 9.7 mA) et Nigériens (69.3 ± 10.4 mA). Nous pensons que l'explication liée à une plus grande motivation des sujets Béninois peut être avancée. Quelques uns de ces sujets ont même obtenu avec l'électrostimulation près de 100 % de FMV.

5.2 - Comparaison des jambes droite et gauche

Cette étude montre qu'il existe une similitude des valeurs de force obtenues au niveau des muscles extenseurs (de la jambe) gauches et droits, quel que soit le groupe considéré, et pour tous les trois modes de contraction isométrique testés. La comparaison des membres droit et gauche, ne révèle donc aucune différence significative, lorsque les mêmes modes de contraction sont comparés, chez les groupes de sujets Béninois et Nigériens.

Nous ne disposons pas dans la littérature consultée, d'exemples d'études ayant comparé systématiquement les deux membres inférieurs comme dans cette étude. Très souvent, la jambe sollicitée (par CV ou par ES) n'est pas clairement précisée. Le choix d'un membre, plutôt qu'un autre pour l'application de la stimulation électrique, semble se faire également sans raison clairement explicitée.

Alors que certaines investigations ont choisi les quadriceps droits (Currier et al, 1979 ; Laughman et al, 1983 ; Kramer et al, 1984 ; Kramer et Wessel, 1985 ; Cheng-Lun Soo et Currier, 1988), d'autres ont préféré stimuler les quadriceps gauches (Gould et al, 1981 ; Selkowitz, 1985).

5.3 - Jambe dominante / Jambe non dominante

On retrouve également des travaux qui ont sélectionné une jambe à partir du critère de dominance : qui traduit la jambe la plus forte pour les uns (Edwards et al, 1977 ; Currier et Mann, 1983 ; Mohr, 1985 ; Fahey et al, 1985), ou la jambe avec laquelle le sujet frappe dans le ballon (Kramer, 1987) pour les autres.

Les résultats de l'application des trois modes de contraction sur le membre dominant, sont conformes à ceux rapportés plus haut lorsque les modes de contraction sont comparés deux à deux. Par contre la comparaison des moments volontaire et électro-induit ne laisse apparaître aucune différence significative lorsque la jambe non dominante est sollicitée (CV et ES) chez les sujets Béninois.

Dans le groupe Béninois la stimulation seule représente 79 % et 87 % de FMV pour les jambes dominante et non dominante, respectivement. Chez les Nigériens, ces valeurs sont de 55 % et 75 %. Les valeurs absolues moyennes des moments électro-induits, ne sont pas différentes, entre jambes dominante et jambe non dominante. La différence des valeurs de la force électro-induite entre les jambes dominante et non dominante, lorsque la tension électro-induite est exprimée en pourcentage de la contraction volontaire, ne veut pas nécessairement traduire le recrutement d'un plus grand nombre d'unités motrices lors de la stimulation

électrique. En d'autres termes, la différence de pourcentage de FMV, viendrait du fait que pour des valeurs de moments électriquement induits similaires entre jambes dominante et non dominante, la valeur du moment maximal volontaire de la jambe faible a diminué (par rapport à la jambe plus forte) tandis que celle sous la stimulation n'a pas changé. Il paraît donc nécessaire, lorsque ES est exprimée en fonction (pourcentage) de FMV de préciser le membre concerné (dominant ou non). Ce n'est pas souvent le cas dans la littérature, d'où sans doute la très grande disparité dans les valeurs rapportées.

En entraînant par stimulation électrique, simultanément les jambes dominante et non dominante chez des sujets féminins (non entraînés), Romero et al (1982) ont obtenu, des gains de force substantiels, significativement différents ($p < 0.05$) : 21 % pour la jambe dominante et 31 % pour la jambe non dominante. Le phénomène responsable de cette différence de gains de force, n'a malheureusement pas été abordé par ces auteurs.

5.4 - Moment de force contralatéral

Le moment de force contralatéral des sujets Béninois est significativement plus faible ($p < 0.05$) en électrostimulation qu'en contraction volontaire seule ou lorsque la contraction volontaire et l'électrostimulation sont combinées ($p < 0.01$), quel que soit le membre considéré. Chez les sujets Nigériens, l'analyse des moments contralatéraux permet de relever des différences non significatives entre les trois modes de contraction, lorsque la jambe droite est sollicitée. En revanche le moment de force contralatéral lors de la sollicitation de la jambe gauche est

significativement plus faible en électrostimulation, comparé aux deux autres modes de contraction.

Excepté le seul cas signalé chez les Nigériens dans ce paragraphe, nous relevons que la force musculaire contralatérale lors de la contraction électro-induite reste significativement plus faible que celle relevée sous la contraction volontaire (CV) ou sous la superposition de CV et ES, sur l'ensemble des groupes de sujets testés. Ce qui confirmerait l'hypothèse de l'action beaucoup plus sélective de la stimulation électrique, énoncée dans l'étude précédente et par la littérature.

5.5 - Températures ambiante et cutanée

Malgré des températures ambiantes différentes 28.7°C et 22.2°C respectivement au Bénin et en France, les températures cutanées moyennes mesurées ne sont pas différentes entre Béninois et Français quel que soit le mode de contraction musculaire considéré. Par contre, une différence significative ($p < 0.01$) des températures cutanées est décelée entre Nigériens et Béninois ou Nigériens et Français.

En résumé, alors qu'il n'existe pas de différence significative d'intensité maximale moyenne de stimulation entre Béninois (75 ± 9.7 mA) et Nigériens (69.3 ± 10.4), le moment électro-induit est significativement plus faible chez les Nigériens comparé à celui des Béninois, 64 % et 84 % de MMVD (moment maximal volontaire de la jambe droite) puis 65 % et 82 % de MMVG (moment maximal volontaire de la jambe gauche). Ce qui permet de supposer que les Nigériens, présentant une plus forte température cutanée, n'ont pas nécessairement une meilleure conduction

du stimulus électrique par rapport aux sujets Béninois ou Français. Une différence de température cutanée de l'ordre de 2°C, ne suffirait donc pas, à elle seule, à traduire une modification de l'impédance cutanée.

L'absence de modification significative de la température cutanée avant et après l'effort maximal, quel que soit le groupe de sujets, ou le mode de contraction musculaire considéré, laisse penser que, l'énergie métabolique libérée par les muscles au cours des contractions maximales, et la durée de l'effort, ne sont pas suffisantes pour modifier la température cutanée de la mi-cuisse.

Selon Precht et al. (1973), l'état de neutralité ou de confort thermique est caractérisé par des températures cutanées comprises entre 32 et 35.5°C. Nos trois groupes de sujets avaient leurs températures cutanées avant et après effort, comprises dans cet intervalle.

D'après Astrand et Rodahl (1980), la température corporelle (centrale) ne dépend pas de la production de chaleur elle-même mais de la puissance relative, c'est à dire du rapport entre la quantité d'oxygène consommée par le sujet au cours de l'exercice et sa consommation maximale. Portmann (1991) souligne que la consommation d'oxygène au cours d'exercices volontaires dynamiques (40.2 %) et statiques (35.4 %) est significativement supérieure ($p < 0.05$) à celle relevée lors de l'électrostimulation dynamique (25.3 %) et statique (26.1 %). L'augmentation de la VO_2 serait respectivement de 2.8, 2.4, 1.2, et 1.3 fois la valeur de repos, après trois séries d'exécution de ces exercices. L'augmentation de la fréquence cardiaque par rapport aux valeurs initiales moyennes serait de 116.8 %, 116 %, 63.6 % et 72.3 % respectivement.

La différence de moment électro-induit n'est pas significative entre Béninois

et Français, pour une différence d'intensité maximale moyenne de stimulation, et des températures cutanées similaires.

La juxtaposition de l'ensemble des résultats obtenus avec les trois groupes de sujets, en ce qui concerne :

- les températures cutanées et ambiantes,
- les intensités moyennes de stimulation,
- les réponses musculaires électro-induites obtenues,

ne permet pas de faire l'hypothèse d'une différence de sensibilité cutanée face à la stimulation, en fonction de la couleur de la peau (sa pigmentation).

6) - Conclusion

L'absence de différence significative entre le moment de force volontaire et celui obtenu en superposant CV et ES, laisse supposer que la force maximale était obtenue avec la contraction volontaire seule quel que soit le groupe de sujets considéré. Les valeurs de moments électro-induits dans le groupe Nigérien, sont nettement inférieures aux valeurs obtenues par Kramer (1987), ou à nos propres valeurs (groupes Béninois).

Cette étude fait apparaître une parfaite similarité de la force obtenue au niveau des muscles extenseurs (de la jambe) gauches et droits, quel que soit le groupe considéré (Béninois ou Nigériens). Cette similarité de valeurs de force est vérifiée pour tous les trois modes de contraction isométrique testés. Cependant des différences interindividuelles significatives sont relevées lorsqu'on compare les modes de contractions et les jambes sollicitées.

L'expression de la force électro-induite en pourcentage de la FMV permet de relever une plus grande valeur de force (électriquement évoquée) au niveau de la jambe non dominante.

La force musculaire contralatérale lors de la contraction électro-induite reste significativement plus faible, que celle mesurée avec la contraction volontaire seule ou avec la superposition de ES à CV, sur l'ensemble des groupes de sujets testés.

Pour des températures cutanées significativement plus faibles ($p < 0.01$) chez les Béninois comparés aux Nigériens, et une absence de différence d'intensité maximale moyenne de stimulation entre ces deux groupes de sujets, le moment

électro-induit est significativement plus faible chez les Nigériens comparé à celui des Béninois, 64 % et 84 % de MMVD puis 65 % et 82 % de MMVG. Ce qui permet de conclure qu'une différence de température cutanée de l'ordre de 2 °C, ne suffit pas, à traduire une baisse de l'impédance cutanée face à l'électrostimulation. L'hypothèse allant dans le sens, d'une différence de sensibilité cutanée face à la stimulation, en fonction de la couleur de la peau (sa pigmentation), est également moins plausible.

ETUDE 4

1) - Objectif

La production d'un moment maximal par les muscles extenseurs de la jambe (quadriceps fémoraux), engendre une co-activation d'autres groupes musculaires.

Selon Bouisset (1991), il faut s'attendre à trouver des mouvements de segments corporels, au niveau des segments même fort éloignés du membre immobilisé, et pour le moins au niveau de ceux interposés entre le membre immobilisé et la (ou les) surface (s) matérielle (s) sur laquelle le corps prend appui.

Portmann (1991), relève une co-contraction des muscles ischio-jambiers, au cours de la stimulation des quadriceps fémoraux, limitant sans doute, l'obtention d'un pourcentage plus élevé de la force maximale isométrique, particulièrement au cours de la stimulation électrique statique. Nous soutenons, comme cet auteur, qu'il est probable que ce phénomène se soit produit dans la plupart des études antérieures, sur l'électrostimulation musculaire, puisque celles-ci rapportent toutes des tensions musculaires bien inférieures à 100 % de la FMVI.

Hainaut et Duchateau (1992), signalent que la force mesurée au cours d'une contraction maximale volontaire, est probablement due à l'activation des muscles synergiques et posturaux, qui ne sont pas normalement activés avec l'électrostimulation.

La question d'une co-activation des muscles posturaux ou synergiques en fonction du mode de contraction appliqué n'est pas traitée par la littérature. De même le faible appui contralatéral en électrostimulation par rapport à une contraction volontaire nous incite à porter notre attention sur d'autres points d'appui.

Le but du travail présenté ici est donc d'aborder de manière indirecte le

phénomène de co-activation musculaire (fessiers, dorsaux, jambe contralatérale) par l'analyse des **forces d'appui enregistrées en 8 points du corps du sujets**.

Les points de mesure choisis permettent d'apprécier les efforts de :

- flexion-extension de la jambe sur la cuisse,
- flexion-extension de la cuisse sur le bassin,
- flexion-extension du tronc.

Les contractions maximales volontaires et électro-induites sont réalisées en posture fixée et comparées.

2) - Sujets

Vingt sujets masculins, étudiants à l'UFR-STAPS de Clermont-Ferrand, ont volontairement pris part à l'expérimentation. Leurs caractéristiques individuelles moyennes, sont consignées dans le tableau 5.

Sujets	Age (ans)	Taille (m)	L.Jbe (m)	L.Cuis (m)	Masse (kg)	Poids (N)
M (N=20)	20.65 ± 1.46	1.78 ± 0.05	0.43 ± 0.02	0.46 ± 0.02	73.3 ± 6.2	719.07 ± 60.8

- Tab.5. Caractéristiques biométriques des sujets

3) - Modélisation du siège avec ses huit points d'appui

La modélisation du siège expérimental utilisé permet de calculer la résultante des forces appliquées et le moment résultant au point O.

Dans le cadre de cette étude il est nécessaire de rappeler quelques notions mécaniques.

3.1 - Rappel sur les conditions d'équilibre de la posture

Selon Bouisset (1991) la Dynamique (et la Statique) de tout système de points matériels, qu'il soit vivant ou inerte, peut être étudiée à partir des lois de la mécanique newtonienne :

- la loi de la résultante dynamique (1) ou (1'), qui se rapporte aux mouvements de translation,
- la loi du moment cinétique (2) ou (2'), se rapportant aux mouvements de rotation;

Théorème de la résultante dynamique

$$m\vec{\Gamma}_G = \sum \vec{F}_e \quad (1)$$

$$\frac{d}{dt} (m\vec{V}_G) = \sum \vec{F}_e \quad (1')$$

\vec{V}_G et $\vec{\Gamma}_G$ sont vitesse et accélération du centre de gravité G;

$\vec{\Sigma F}_e$ est la résultante des forces extérieures; m, la masse du système. $m\vec{\Gamma}_G$ est la résultante dynamique et $m\vec{V}_G$, la quantité de mouvement.

Théorème du moment cinétique

$$\frac{d}{dt} \vec{\sigma}_G = \Sigma \vec{M}_G (F_e) \quad (2)$$

$$\frac{d}{dt} \vec{J}_G \vec{\Omega} = \Sigma \vec{M}_G (F_e) \quad (2')$$

$\vec{\sigma}_G$ est le moment cinétique, qui peut être exprimé comme étant le produit du moment d'inertie du système \vec{J}_G , par rapport à son centre de gravité G, et de sa vitesse angulaire $\vec{\Omega}$, par rapport au même point; $\Sigma \vec{M}_G (F_e)$ est la résultante des moments des forces extérieures, $\vec{M}_G (F_e)$, par rapport à G.

Selon le principe de l'inertie, rappelé par Gray (1968) cité par Bouisset (1991), si un corps est au repos par rapport au milieu extérieur, il ne peut être mis en mouvement que par l'application de la résultante ou du moment résultant de forces extérieures. Les forces extérieures comprennent, la force gravitaire, la réaction du sol ou la résistance de l'air ou de l'eau, dans le cas d'un solide rigide. Les forces intérieures, sont les forces de liaison. Il est admis que ces forces, égales deux à deux et de signe contraire, s'annulent.

Le corps humain est considéré comme un système de solides (segments)

articulés entre eux. Les forces intérieures comprennent, les forces articulaires et les forces musculaires, s'exerçant de part et d'autre de l'articulation.

Les forces d'origine musculaire sont les seules à être sous le contrôle direct du système nerveux central (Bouisset, 1991).

Pour l'analyse du mouvement de l'un des segments corporels, les forces de réaction appliquées à ses extrémités, seront prises en compte. Les différentes parties du corps humain, occupent des positions relatives, laissant apparaître un schéma d'ensemble, appelé posture. A chaque posture correspond un état d'équilibre, qui dépend des équations (1) et (2) : la résultante des forces appliquées et leur moment résultant doivent être nuls.

Le corps humain est formé de segments mobiles les uns par rapport aux autres, et constitue un système déformable. Son équilibre, suppose que chacune des parties indéformables doit être également en équilibre. Du fait de la localisation des centres de gravité segmentaires, et du moment de rotation par rapport aux axes des articulations sous-jacentes qui en résultent, les segments corporels ne peuvent en règle générale, se tenir en équilibre les uns par rapport aux autres sans l'intervention de forces d'origine musculaire ou ligamentaire (Bouisset, 1991).

3.2 - Forces musculaires et forces de réaction

au niveau de l'appui

La contraction musculaire peut entraîner un mouvement articulaire. Les forces internes résultant de la contraction des muscles produisent des mouvements segmentaires, mais ne seraient pas en mesure de provoquer un mouvement du

centre de gravité général du corps, à moins que n'intervienne une réaction extérieure. Les caractéristiques du mouvement dépendraient donc non seulement de la nature de l'action musculaire, mais encore des propriétés de la surface d'appui. Il y a, à chaque instant, des transferts de force entre les différents segments corporels (forces inter-segmentaires), et entre ceux-ci et le point de contact (Bouisset, 1991).

3.3 - Modélisation du siège expérimental utilisé

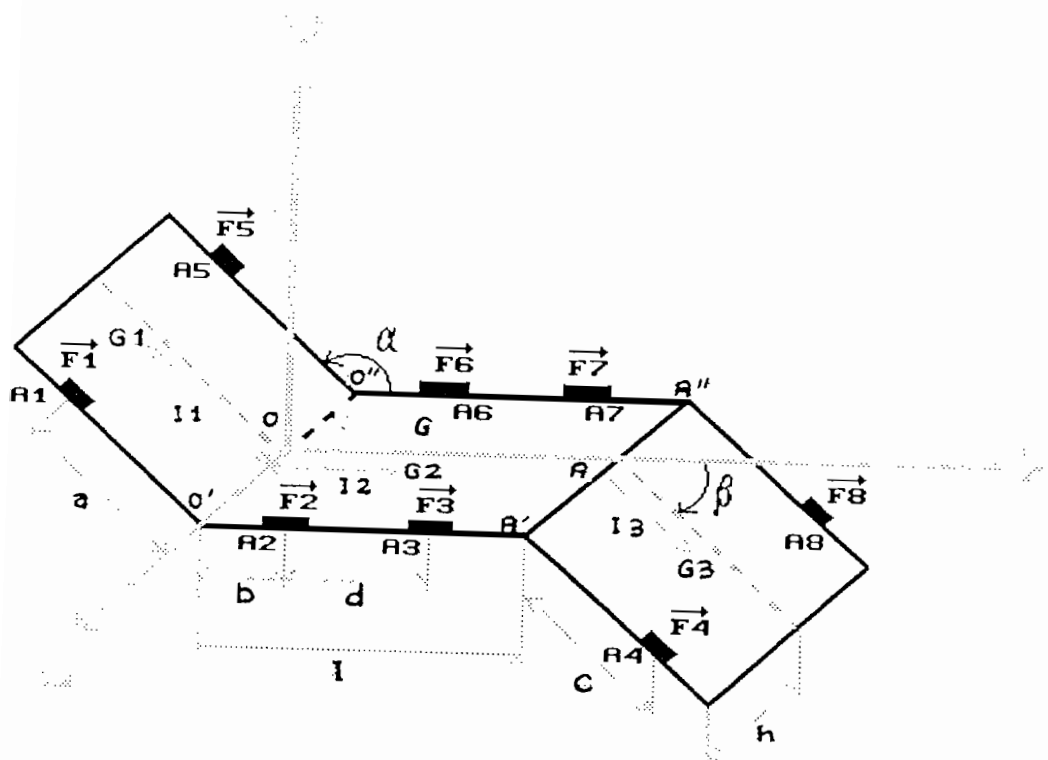


Fig. 31 - Schéma du siège modélisé.

3.4 - Modélisation de la situation réelle

Pour les points la figure admet la plan (o, x, y) , pour plan de symétrie.

G_1 centre d'inertie de l'ensemble :

- tronc cou tête
- membres supérieurs (bras croisés sur la poitrine)

de masse totale m_1

G_2 centre d'inertie des 2 cuisses, de masse totale m_2

G_3 centre d'inertie des 2 jambes, de masse totale m_3 .

$$OG_1 = l_1 ; OG_2 = l_2 ; AG_3 = l_3$$

$$A_2A_3 = A_1A_5 = A_6A_7 = A_4A_8 = d$$

$$OA = O'A' = O''A'' = l \text{ (longueur des cuisses)}$$

$$O'A_1 = O''A_5 = a$$

$$O'A_2 = O''A_6 = b$$

$$A'A_4 = A''A_8 = c$$

$$OO' = OO'' \quad AA' = A''A = 1/2A_1A_5 = 1/2A_2A_6 = 1/2A_3A_7 = 1/2A_4A_8 = h$$

BILAN DES FORCES

Forces de pesanteur

$$(G_1, \vec{P}_1) \quad \vec{OG}_1 \begin{vmatrix} l_1 \cos \alpha \\ l_1 \sin \alpha \\ 0 \end{vmatrix}, \quad \vec{P}_1 \begin{vmatrix} 0 \\ -m_1 g \\ 0 \end{vmatrix}$$

$$(G_2, \vec{P}_2) \quad \vec{OG}_2 \begin{vmatrix} l_2 \\ 0 \\ 0 \end{vmatrix}, \quad \vec{P}_2 \begin{vmatrix} 0 \\ -m_2 g \\ 0 \end{vmatrix}$$

$$(G_3, \vec{P}_3) \quad \vec{OG}_3 \begin{vmatrix} l + l_3 \cos \beta \\ l_3 \sin \beta \\ 0 \end{vmatrix}, \quad \vec{P}_3 \begin{vmatrix} 0 \\ -m_3 g \\ 0 \end{vmatrix}$$

Forces exercées par le fauteuil

$$(A_1, \vec{F}_1) \quad \vec{OA}_1 \begin{vmatrix} a \cos \alpha \\ a \sin \alpha \\ h \end{vmatrix}, \quad \vec{F}_1 \begin{vmatrix} f_1 \cos(\alpha - \frac{\pi}{2}) = f_1 \sin \alpha \\ f_1 \sin(\alpha - \frac{\pi}{2}) = -f_1 \cos \alpha \\ 0 \end{vmatrix}$$

$$(A_5, \vec{F}_5) \quad \vec{OA}_5 \begin{vmatrix} a \cos \alpha \\ a \sin \alpha \\ -h \end{vmatrix}, \quad \vec{F}_5 \begin{vmatrix} f_5 \sin \alpha \\ -f_5 \cos \alpha \\ 0 \end{vmatrix}$$

$$(A_2, \vec{F}_2) \quad \vec{OA}_2 \begin{vmatrix} b \\ 0 \\ h \end{vmatrix}, \quad \vec{F}_2 \begin{vmatrix} 0 \\ f_2 \\ 0 \end{vmatrix}; \quad (A_6, \vec{F}_6) \quad \vec{OA}_6 \begin{vmatrix} b \\ 0 \\ -h \end{vmatrix}, \quad \vec{F}_6 \begin{vmatrix} 0 \\ f_6 \\ 0 \end{vmatrix}$$

$$(A_3, \vec{f}_3) \quad \vec{O}\vec{A}_3 \begin{vmatrix} b+d \\ 0 \\ h \end{vmatrix}, \quad \vec{f}_3 \begin{vmatrix} 0 \\ f_3 \\ 0 \end{vmatrix}; \quad (A_7, \vec{f}_7) \quad \vec{O}\vec{A}_7 \begin{vmatrix} b+d \\ 0 \\ -h \end{vmatrix}, \quad \vec{f}_7 \begin{vmatrix} 0 \\ f_7 \\ 0 \end{vmatrix}$$

$$(A_4, \vec{f}_4) \quad \vec{O}\vec{A}_4 \begin{vmatrix} l+\cos\beta \\ c\sin\beta \\ h \end{vmatrix}, \quad \vec{f}_4 \begin{vmatrix} f_4 \cos(\beta + \frac{\pi}{2}) = -f_4 \sin\beta \\ f_4 \sin(\beta + \frac{\pi}{2}) = f_4 \cos\beta \\ 0 \end{vmatrix}$$

$$(A_8, \vec{f}_8) \quad \vec{O}\vec{A}_8 \begin{vmatrix} l+\cos\beta \\ c\sin\beta \\ -h \end{vmatrix}, \quad \vec{f}_8 \begin{vmatrix} -f_8 \sin\beta \\ f_8 \cos\beta \\ 0 \end{vmatrix}$$

Torseur des forces de la pesanteur :

Position du centre d'inertie G du sujet

$$\vec{O}\vec{G} = \frac{m_1 \vec{O}\vec{G}_1 + m_2 \vec{O}\vec{G}_2 + m_3 \vec{O}\vec{G}_3}{m_1 + m_2 + m_3} \begin{vmatrix} \frac{1}{m} [m_1 l_1 \cos\alpha + m_2 l_2 + m_3 (l + l_3 \cos\beta)] \\ \frac{1}{m} [m_1 l_1 \sin\alpha + m_3 l_3 \sin\beta] \\ 0 \end{vmatrix}$$

Rappelons que $m = m_1 + m_2 + m_3$

Résultante des forces de la pesanteur

$$\vec{P} = \vec{P}_1 + \vec{P}_2 + \vec{P}_3 \begin{vmatrix} 0 \\ -mg \\ 0 \end{vmatrix}$$

Moment en O des forces de la pesanteur

$$\vec{M}_{\vec{P}} = \vec{O}\vec{G} \wedge \vec{P}$$

$$\begin{array}{l} 1/m[m_1 l_1 \cos \alpha + m_2 l_2 + m_3 (l + l_3 \cos \beta)] \\ 1/m[m_1 l_1 \sin \alpha + m_3 l_3 \sin \beta] \\ 0 \end{array} \quad \wedge \quad \begin{array}{l} 0 \\ -mg \\ 0 \end{array}$$

$$\vec{M}_{\vec{P}} = \begin{array}{l} 0 \\ 0 \\ -[m_1 l_1 \cos \alpha + m_2 l_2 + m_3 (l + l_3 \cos \beta)] \end{array}$$

Torseur des forces de contact dues au fauteuil :

Résultante :

$$\vec{R} = \vec{f}_1 + \vec{f}_2 + \vec{f}_3 + \vec{f}_4 + \vec{f}_5 + \vec{f}_6 + \vec{f}_7 + \vec{f}_8$$

$$\vec{R} \begin{array}{l} (f_1 + f_5) \sin \alpha - (f_4 + f_8) \sin \beta \\ -(f_1 + f_5) \cos \alpha + f_2 + f_6 + f_3 + f_7 + (f_4 + f_8) \cos \beta \\ 0 \end{array}$$

Moment en O des diverses forces

$$(A_i, \vec{f}_i) \quad i = 1 \text{ à } 8$$

$$\vec{M}_{\vec{f}_1} = \vec{OA}_1 \wedge \vec{f}_1 \quad \begin{array}{l} a \cos \alpha \\ a \sin \alpha \\ h \end{array} \wedge \begin{array}{l} f_1 \sin \alpha \\ -f_1 \cos \alpha \\ 0 \end{array} = \begin{array}{l} hf_1 \cos \alpha \\ hf_1 \sin \alpha \\ -af_1 \end{array}$$

En remplaçant f_1 , par f_5 et h par $-h$, nous obtenons :

$$\vec{M}_{\vec{f}_5} \begin{vmatrix} -hf_5 \cos \alpha \\ -hf_5 \sin \alpha \\ -af_5 \end{vmatrix}$$

$$\vec{M}_{\vec{f}_2} = \vec{OA}_2 \wedge \vec{f}_2 \quad \begin{matrix} b & 0 \\ 0 & f_2 \\ h & 0 \end{matrix} \wedge \begin{matrix} 0 = -hf_2 \\ f_2 = 0 \\ 0 = bf_2 \end{matrix}$$

En remplaçant f_2 par f_6 et h par $-h$, nous obtenons :

$$\vec{M}_{\vec{f}_6} \begin{vmatrix} hf_6 \\ 0 \\ bf_6 \end{vmatrix}$$

$$\vec{M}_{\vec{f}_3} = \vec{OA}_3 \wedge \vec{f}_3 \quad \begin{matrix} b+d & 0 \\ 0 & f_3 \\ h & 0 \end{matrix} \wedge \begin{matrix} 0 = -hf_3 \\ f_3 = 0 \\ 0 = (b+d)f_3 \end{matrix}$$

En changeant f_3 par f_7 et h par $-h$, nous obtenons :

$$\vec{M}_{\vec{f}_7} \begin{vmatrix} hf_7 \\ 0 \\ (b+d)f_7 \end{vmatrix}$$

$$\vec{M}_{\vec{f}_4} = \vec{OA}_4 \wedge \vec{f}_4 \quad \begin{matrix} l + \cos \beta & -f_4 \sin \beta \\ c \sin \beta & f_4 \cos \beta \\ h & 0 \end{matrix} \wedge \begin{matrix} = -hf_4 \cos \beta \\ = -hf_4 \sin \beta \\ = f_4 (l \cos \beta + c) \end{matrix}$$

En changeant f_4 par f_8 et h par $-h$, nous obtenons :

$$\vec{M}_{f_8} \begin{cases} hf_8 \cos\beta \\ hf_8 \sin\beta \\ f_8(l \cos\beta + c) \end{cases}$$

Moment résultant au point o des forces de contact dues au fauteuil :

$$\vec{M}_{(o)} = \vec{M}_{f_1} + \vec{M}_{f_2} + \vec{M}_{f_3} + \vec{M}_{f_4} + \vec{M}_{f_5} + \vec{M}_{f_6} + \vec{M}_{f_7} + \vec{M}_{f_8}$$

$$\vec{M}_{(o)} \begin{cases} h[(f_1 - f_5) \cos\alpha + f_6 - f_2 + f_7 - f_3 + (f_8 - f_4) h \cos\beta] \\ h[(f_1 - f_5) \sin\alpha + (f_8 + f_4) \sin\beta] \\ b(f_2 + f_6) - a(f_1 + f_5) + (b+d)(f_3 + f_7) + (f_4 + f_8)(l + c \cos\beta) \end{cases}$$

4) - Protocole Expérimental 4

Ce protocole cherche à déterminer les forces d'appui, perpendiculaires au plan de contact du sujet qui repose sur huit points. Les sujets effectuent un échauffement de cinq minutes, composé d'exercices volontaires d'extension de jambe entrecoupés par des contractions électro-induites, au cours desquelles des montées rapides d'intensité de courant (pour déterminer l'intensité maximale tolérée) sont réalisées. Ils sont ensuite soumis dans un ordre aléatoire à quatre conditions expérimentales :

- contraction maximale volontaire isométrique avec feed-back (CV+FB),
- contraction maximale volontaire isométrique sans feed-back (CV),
- contraction par stimulation électrique avec feed-back (ES+FB),
- contraction par stimulation électrique sans feed-back (ES).

Le feed-back est donné sur écran de l'oscilloscope (PM 3350 50 MHz 100 Ms / s PHILIPS), il renseigne les sujets sur les valeurs instantanées de force enregistrées uniquement au niveau des chevilles droite et gauche. Le feed-back est utilisé dans le but de motiver les sujets à atteindre leur niveau maximal de force. Les extenseurs de la jambe gauche sont sollicités (en CV et en ES) durant toute l'expérience. Le choix de la jambe gauche pour cette étude expérimentale est justifié par le fait que les sujets avaient en majorité cette jambe comme membre dominant. De même la démarche méthodologique pour cette expérience nécessite que le même membre soit utilisé chez tous les sujets, afin de pouvoir analyser les données enregistrées sur les sept autres points d'appui.

Les températures cutanées sont relevées au début et à la fin de chaque effort

à un point précis, initialement marqué (à l'encre) au milieu du ventre musculaire du droit fémoral pour les deux cuisses. La cuisse droite (du membre non sollicité) sert de témoin. La température ambiante est relevée à chaque début de l'épreuve.

Les valeurs de force d'appui ou de traction enregistrées par les 8 capteurs, sont analysées pour deux instants précis correspondant à :

- $t = 0$, le sujet assis sur le siège, est au repos (aucun mouvement apparent),
- $t = \text{pic}$, qui est le temps où la force (f_g) de la jambe gauche sollicitée est maximale.

La posture est stabilisée, le courant utilisé est rectangulaire biphasique à moyenne nulle de fréquence 100 Hz et de durée d'impulsion égale à 300 μs .

Une analyse de variance et un test de Student, ont été réalisés pour le traitement statistique des résultats.

5) - Résultats

Les valeurs de forces (capteurs sous les cuisses et au niveau du dos) et de moments (capteurs au niveau des chevilles) comparées ici, sont des moyennes obtenues sur l'ensemble des vingt sujets, à partir des huit points d'appui offerts par le siège.

5.1 - Contraction Volontaire (CV) / Contraction Volontaire avec Feed-back (CV+FB)

Aucune différence n'est obtenue entre CV et CV+FB, quel que soit le point

d'appui considéré. Sur la jambe sollicitée, une augmentation de la force d'extension \vec{f}_8 est relevée, pour la contraction volontaire avec feed-back (CV+FB), mais elle n'est pas significative (\vec{f}_8 sous CV+FB = 105 % de CV). (Fig. 32)

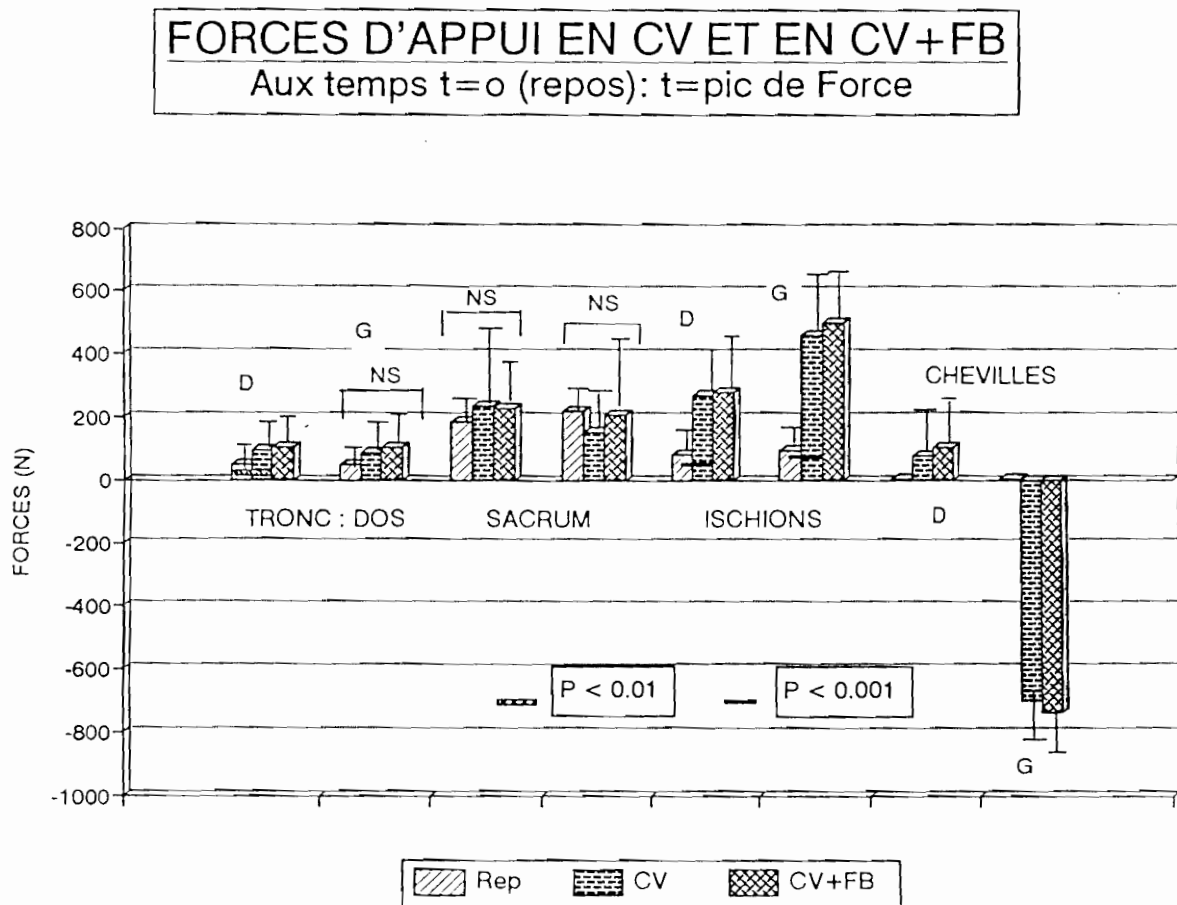


Fig. 32: Aucune différence n'apparaît entre la Contraction Volontaire (CV) et la Contraction Volontaire avec feed-back (CV+FB) quel que soit le point d'appui considéré.

Par contre, la comparaison de chacune de ces 2 conditions expérimentales avec l'état de repos (Rep) permet de relever des différences significatives au niveau des points d'appui du dos, des fesses et des ischio-jambiers.

5.2 - Electrostimulation (ES) / Electrostimulation avec Feed-back (ES+FB)

Aucune différence n'est obtenue entre ES et ES+FB quel que soit le point d'appui considéré. ES représente 66 % de FMV, ES+FB représente également 66 % de FMV (Fig. 33).

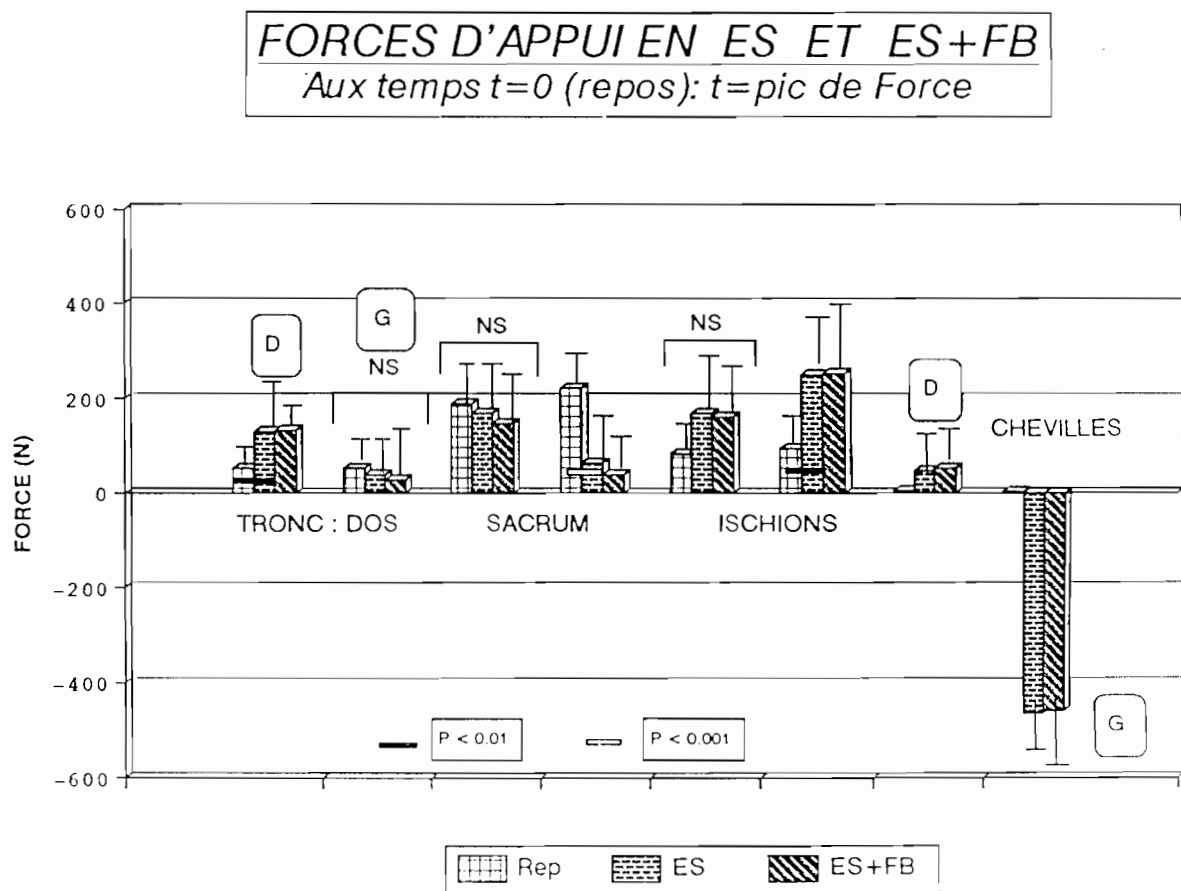


Fig. 33: Aucune différence n'apparaît entre la stimulation seule (ES) et la stimulation avec feed-back (ES+FB) quel que soit le point d'appui considéré.

Par contre, la comparaison de chacune de ces 2 conditions expérimentales avec l'état de repos (Rep) permet de relever des différences significatives au niveau des points d'appui du dos, des fesses et des ischio-jambiers gauches.

5.3 - Repos (Rep) / Contraction volontaire (CV) / Electrostimulation (ES)

Une analyse descriptive des différentes forces appliquées aux temps $t = 0$ (le repos : Rep) et $t = \text{pic de force}$ (volontaire : CV, ou électro-induite : ES) permet de mieux cerner le comportement des différents segments corporels.

La comparaison des forces d'appui entre le repos, la contraction volontaire et la stimulation électrique est effectuée pour chacun des huit points concernés.

Au niveau du capteur capteur du dos droit (\vec{f}_1) :

une différence significative ($p < 0.01$) est enregistrée entre ES et Rep, alors que la différence entre CV et Rep n'est pas significative. La différence entre ES et CV n'est pas significative. L'intensité de force sous ES représente 2.5 fois celle mesurée au repos et 1.4 fois celle obtenue en CV. En d'autres termes une force d'appui significativement plus grande est enregistrée en électrostimulation comparée à l'état de repos, ce qui n'est pas le cas en contraction volontaire.

Au niveau du point d'appui du dos gauche :

la force \vec{f}_5 en ES est significativement inférieure ($p < 0.05$) à celle obtenue en CV. Une baisse statistiquement non significative de \vec{f}_5 en ES par rapport à la valeur de repos est aussi enregistrée. L'intensité de force en ES représente 0.4 fois celle obtenue en CV et 0.75 celle mesurée au repos. La différence entre CV et Rep est également non significative.

Au niveau de la fesse droite :

des différences non significatives de \vec{f}_2 sont obtenues entre Rep, CV et ES lorsque ces trois conditions sont comparées deux à deux. L'intensité de force représente en ES 0.7 fois celle obtenue en CV et 0.9 fois celle mesurée au repos. En CV cette

intensité de force est égale à 1.2 fois celle au repos. Ce qui permet de conclure quelle que soit la condition expérimentale à une variation non significative de la force mesurée à ce point d'appui.

Fesse gauche :

la force \vec{f}_6 est significativement plus faible ($p < 0.01$) en ES qu'en CV de même qu'au Rep. En revanche la différence entre CV et Rep n'est pas significative.

L'intensité de force sous ES représente 0.4 celle obtenue en CV et 0.3 celle mesurée au repos. La valeur de \vec{f}_6 en électrostimulation par rapport au repos ou à la contraction volontaire traduit une tendance des sujets à décoller cette fesse au cours de ES.

Au niveau de l'appui sous la cuisse droite :

la force est \vec{f}_3 significativement plus faible ($p < 0.05$) en ES qu'en CV. En revanche elle est significativement plus grande ($p < 0.01$) en ES qu'au Rep, de même qu'en CV par rapport au Rep. L'intensité de force sous ES est égale à 2 fois celle mesurée au repos et 0.6 fois celle obtenue en CV. L'intensité de force en CV représente 3.2 fois celle au repos.

Au niveau de l'appui sous la cuisse gauche :

une augmentation significative ($p < 0.01$) de \vec{f}_7 en ES par rapport au Rep et une augmentation significative ($p < 0.001$) de CV par rapport au Rep sont obtenues. La force \vec{f}_7 obtenue en ES est significativement plus faible par rapport à celle de CV. L'intensité de force en ES représente 2.6 fois celle au Rep et 0.5 celle en CV. En CV l'intensité de force représente 4.8 fois celle mesurée au repos.

Au niveau de la cheville droite jambe opposée :

la comparaison des valeurs de force \vec{f}_4 (force contralatérale), ne laisse apparaître

aucune différence significative entre toutes les autres conditions expérimentales. Les valeurs de la force contralatérale représentent :

- en contraction volontaire, $\vec{f}_4 = 11.5\%$ de \vec{f}_8 ,
- en contraction volontaire avec feed-back, $\vec{f}_4 = 14.2\%$ de \vec{f}_8 ,
- en électrostimulation, $\vec{f}_4 = 10\%$ de \vec{f}_8 ,
- en électrostimulation avec feed-back, $\vec{f}_4 = 11\%$ de \vec{f}_8 . (Fig. 34)

FORCES D'APPUI EN CV ET EN ES Aux temps t=0 (repos):t=pic de Force

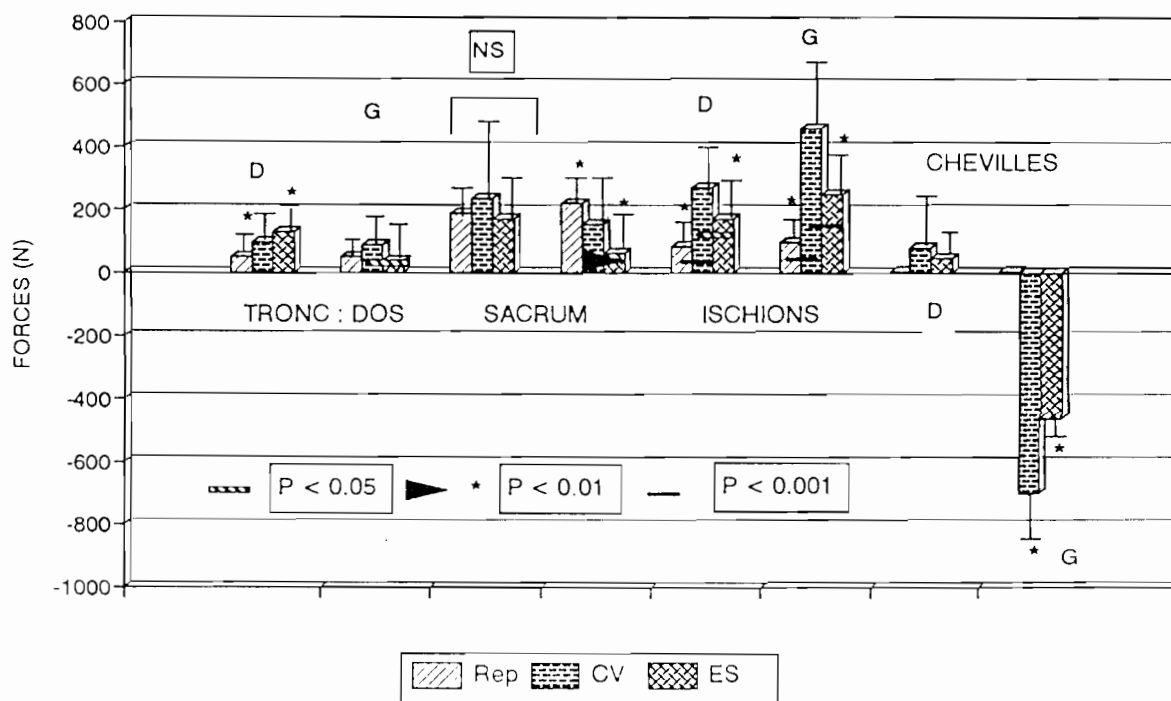


Fig. 34 : Des forces significativement plus grandes sont enregistrées en ES, par rapport au repos, au niveau des appuis du dos et de la fesse gauche, ce qui n'est pas le cas avec la contraction volontaire. Une compression significativement plus importante est enregistrée sous les ischio-jambiers droits et gauches avec la contraction volontaire (CV).

5.4 - Résultantes de forces et Moments résultants en O

La comparaison des torseurs de forces (Fig. 34) au contact du siège, fait apparaître pour la résultante \vec{R} :

- suivant l'axe X, une différence significative ($p < 0.05$) entre ES ou ES+FB, d'un côté et CV de l'autre,

- suivant l'axe Y, une différence significative ($p < 0.001$) entre CV d'un côté et ES ou ES+FB de l'autre.

Pour le moment résultant en O \vec{M}_p (Fig. 35) :

- aucune différence significative sur l'axe X et sur l'axe Z, quelle que soit la condition expérimentale considérée.

En revanche, il existe une différence significative ($p < 0.001$) du moment résultant en O, entre ES ou ES+FB, d'un côté et CV ou CV+FB de l'autre, suivant l'axe Y.

RESULTANTES DES FORCES D'APPUI Au contact du Fauteuil (t=0 et t=pic)

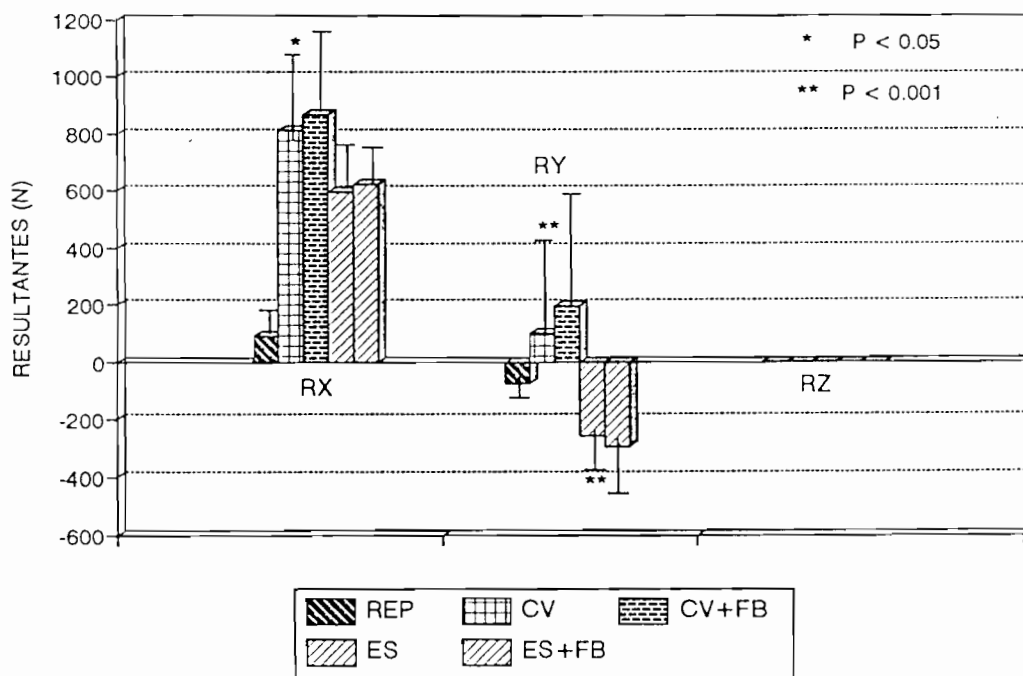


Fig. 35: Les différences significatives des résultantes de forces entre ES ou ES+FB et CV ou CV+FB suivant les axes X et Y donnent un aperçu global des différences d'ajustements posturaux entre CV et ES.

MOMENTS RESULTANTS AU POINT O
Au repos et à t=pic

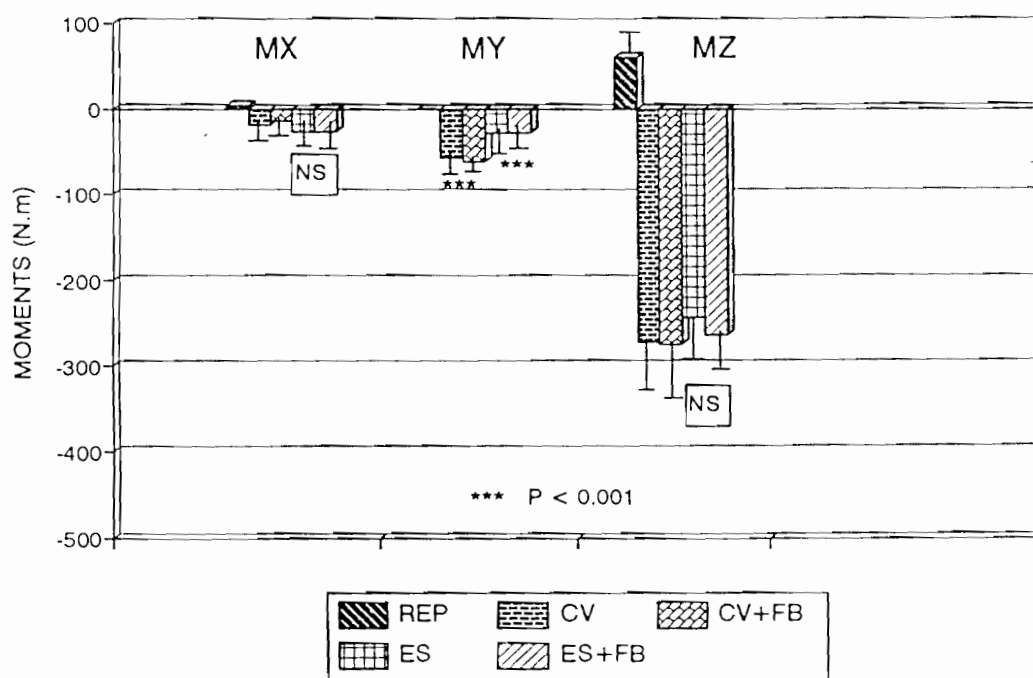


Fig. 36 : La différence du moment résultant en O suivant l'axe Y entre ES et CV est significative.

6) - Discussion

6.1 - L'effet du Feed-back Visuel

L'absence de différence significative sur les 8 points d'appui, entre l'électrostimulation (ES) et électrostimulation avec feed-back (ES+FB) d'une part et la contraction volontaire (CV) et la contraction volontaire avec feedback (CV+FB) d'autre part, suggère que le fait de donner un feed-back visuel aux sujets, **n'est pas perturbateur de l'effort maximal, pas plus qu'il n'engendre un gain significatif** des forces d'appui, au niveau des points de contact dans cette investigation. Sur la jambe gauche sollicitée, le feed-back permet de gagner en moyenne 5 % de la force volontaire maximale isométrique, alors qu'une baisse de 1 % de la force électro-induite est décelée. Ces valeurs ne sont pas statistiquement significatives.

La stimulation électrique appliquée seule, permet de développer dans ce groupe de sujets 66 % de la force maximale volontaire isométrique. Ce qui est conforme aux données de Edwards et al (1977), d'une part et confirme les résultats similaires (68 % de FMV) de l'étude 1 d'autre part.

6.2 - Forces d'appui et stratégies d'ajustement de la posture

Il est classiquement admis qu'un torseur de forces, ne donne qu'une vue globale du mouvement. Dans le cas présent il nous permet de supposer que les réajustements posturaux opérés par les sujets seraient différents entre un effort maximal volontaire, et électro-induit. Une partie des forces de frottements

significatives non enregistrées n'a pu être évaluée du fait de l'appareillage.

Une augmentation de la force \vec{f}_1 (côté droit du dos) lors de la stimulation électrique seule, par rapport à sa valeur de repos (ES = 2.5 Rep), et par rapport à sa valeur sous la contraction volontaire (ES = 1.4 CV), permet de conclure à un important appui du dos (sous l'angle inférieur de l'omoplate droite). Au contraire, une baisse significative de la force d'appui dorsal gauche a été symétriquement enregistrée avec l'électrostimulation (ES = 0.4 CV). De même la valeur de la force d'appui relevée dans le dos gauche est inférieure à la valeur de repos (ES = 0.75 Rep). La faible valeur de la force \vec{f}_5 avec la stimulation électrique, comparée à la valeur de repos, traduit le fait que les sujets se dégagent légèrement du capteur placé à ce point d'appui. En d'autres termes, ils opèrent un réajustement postural.

Les résultats obtenus des deux côtés du dos, ne font pas apparaître des modifications significatives dans la sollicitation des muscles du tronc, au cours des contractions maximales volontaires des quadriceps fémoraux gauches. En revanche, l'augmentation et la baisse significatives de \vec{f}_1 et \vec{f}_5 respectivement, sous l'électrostimulation, qui peuvent s'expliquer par un allègement du côté gauche, pour une force de compression beaucoup plus grande à droite, suggère que **le réajustement postural de nos sujets, passerait par une rotation du tronc vers la droite**. Un comportement identique n'est pas relevé lors de la contraction volontaire maximale des mêmes quadriceps. Ce résultat apporte de nouvelles informations par rapport aux types de stratégies de contrôle postural évoqués avec la stimulation électrique.

Aucune investigation, à notre connaissance ne s'est intéressée au type de contrôle que peut susciter la stimulation électrique sur l'ensemble d'une posture.

Bouisset et Zattara (1987), ont souligné en étudiant le mouvement volontaire, que la programmation posturo-cinétique, pourrait résulter d'une sensibilité différentielle du système nerveux central à deux facteurs biomécaniques, un linéaire et l'autre rotationnel. Les forces d'appui mesurées dans le dos, pendant la stimulation électrique des extenseurs du genou, corrobore également la proposition de Bouisset et Zattara (1987, et 1988), d'après laquelle, il existe un transfert de force entre différents segments résultant de l'action musculaire d'articulations éloignées.

Bouisset (1991), confirme pour le mouvement intentionnel, que l'on doit s'attendre à trouver des mouvements de segments corporels, même fort éloignés du membre immobilisé, et pour le moins au niveau de ceux interposés entre le membre immobilisé et la (ou les) surface (s) sur laquelle le corps prend son appui. Cette hypothèse semble se vérifier également avec l'application de la stimulation électrique au muscle, bien que le stimulus soit, dans notre cas, un agent extérieur contrairement aux études précédentes citées.

Alors qu'aucune différence significative de force d'appui (\vec{f}_2) n'apparaît sous la fesse droite entre ES et CV (ES = 0.7 CV et ES = 0.9 Rep), la force d'appui (\vec{f}_6) relevée sous la fesse gauche est significativement plus faible ($p < 0.01$) pendant la stimulation électrique qu'en CV ou qu'au repos (ES = 0.4 CV, ES = 0.3 Rep).

Le fait que les valeurs de \vec{f}_2 ou \vec{f}_6 , soient inférieures à leurs valeurs de repos, témoigne qu'au cours de la stimulation électrique, les **sujets décollent les deux fesses des capteurs, avec un allègement beaucoup plus accentué de la fesse gauche**. Si un allègement non significatif de la fesse gauche est aussi constaté avec l'effort maximal volontaire, une force d'appui significativement supérieure à celle du repos est au contraire relevée sous la fesse droite.

Il est relevé sous les ischio-jambiers droits (contralatéraux) une force de compression (\vec{f}_3), significativement ($p < 0.01$) supérieure à la valeur de repos (ES = 2 Rep), et significativement ($p < 0.05$) inférieure à celle de la contraction volontaire (ES = 0.6 vol). En contraction volontaire maximale, la valeur de la force d'appui \vec{f}_3 est 3.2 fois plus grande qu'au repos.

Sous les ischio-jambiers gauches, antagonistes des quadriceps sollicités, une grande force d'appui est enregistrée, avec l'électrostimulation seule, ou la contraction volontaire seule par rapport à la valeur de repos. La force d'appui (f_7) en ES = 2.6 Rep, en ES = 0.5 CV, en CV = 4.8 Rep.

La forte compression relevée sous les ischio-jambiers, particulièrement ceux antagonistes aux quadriceps stimulés, pourrait confirmer la thèse de Portmann (1991), qui a relevé une importante co-contraction des muscles ischio-jambiers, au cours de la stimulation des quadriceps fémoraux. Cependant nos résultats ne soutiennent pas l'hypothèse, selon laquelle cette importante co-activation limiterait, l'obtention d'un pourcentage plus élevé de la FMVI, particulièrement au cours de la stimulation électrique statique. Nous constatons plutôt, que cette compression des capteurs est aussi présente avec la contraction volontaire, et qu'elle est même 2 fois plus importante que celle enregistrée avec l'électrostimulation, ce qui n'empêche pas la force maximale volontaire d'être significativement ($p < 0.01$) plus importante que celle électro-induite.

6.3 - Valeurs et direction de la force musculaire contralatérale

La comparaison des valeurs de force musculaire contralatérale (jambe droite,

\vec{f}_4) exprimées en pourcentage de la force enregistrée sur la jambe (gauche) sollicitée, ne fait apparaître aucune différence entre les quatre conditions expérimentales appliquées dans cette étude :

- en CV, $\vec{f}_4 = 11.5\%$ de \vec{f}_8 ,
- en CV+FB, $\vec{f}_4 = 14.2\%$ de \vec{f}_8 ,
- en ES, $\vec{f}_4 = 10\%$ de \vec{f}_8 ,
- en ES+FB, $\vec{f}_4 = 11\%$ de \vec{f}_8 .

L'enregistrement d'une force d'appui significative au niveau des ischio-jambiers (fléchisseurs) de la jambe droite non stimulée, pendant la contraction électro-induite, nous a amené, à vérifier si les sujets effectuent pour la majorité une flexion de cette jambe. Nous avons constaté :

- en ES 18 sujets sur 20, 90 % compensent plutôt par une extension, contre 19 sur 20, soit 95 % en ES+FB,
- en CV 11 sujets (55 %) en flexion contre 9 (45 %) en extension; exactement les mêmes valeurs de 55 % de flexion et 45 % d'extension, sont enregistrées avec CV+FB.

Cette différence du sens (flexion ou extension) de l'activité contralatérale, entre l'électrostimulation et la contraction volontaire, confirme nos premières remarques (Lawani, 1990). Le mécanisme responsable de l'activité contralatérale est encore mal connu, et l'hypothèse qu'elle pourrait être différente, en fonction des modes de contraction, n'apparaît pas dans la littérature. Cependant, un gain de force contralatérale après entraînement volontaire est rapporté par Komi et al (1978), Parker (1985). Alors que Cabric et Appell (1987), Lai et al (1988) et Portmann (1991) rapportent des gains de force contralatérale significatifs au niveau des muscles

contralatéraux non stimulés, Eriksson et al (1981), Laughman et al (1983) n'ont pas relevé de modification de cette force, après entraînement.

Quelques travaux ont essayé d'expliquer le gain de force des muscles contralatéraux après entraînement. Selon Richardson (1900), cités par Kannus et al (1992), il y aurait une diffusion des activations motrices vers le côté non entraîné par une irradiation. Hellebrandt et al (1947) rapportent que leurs sujets s'accrochaient du côté contralatéral pendant l'entraînement. Ces auteurs présument donc que l'entraînement croisé résulterait non seulement de la diffusion des impulsions motrices, mais aussi des réflexes toniques posturaux, lesquels seraient régulés par des mécanismes réflexes situés au niveau du cerveau. Plus récemment une théorie de la facilitation neuromusculaire est évoquée (Komi et al, 1978 ; Coyle et al, 1981 ; Häkkinen, 1989 ; Roy et al, 1990). D'après Roy et al (1990), l'amélioration de force des muscles contralatéraux non entraînés s'effectuant dans le même sens que celle des muscles entraînés, au début de l'entraînement (6 à 8 semaines), le membre non entraîné recevrait également des impulsions motrices venant du cortex moteur du cerveau.

Selon Thépaut-Mathieu (1993) les gains contralatéraux de force témoigneraient de l'existence d'un changement neurophysiologique, dans la mesure où peu d'exemples de modification de structure du muscle ou de son métabolisme sont rapportés par la littérature.

7) - CONCLUSION

Cette quatrième étude suggère que, même si l'action de la stimulation électrique sur le muscle, semble plus sélective, comparée à celle d'une contraction volontaire, **une participation de certains muscles de soutien est également présente** sous ce mode de contraction. Il apparaît donc que les sujets opèrent aussi des ajustements posturaux, lors des contractions musculaires électro-induites. Différentes stratégies posturales sont adoptées par les sujets pour réaliser la même tâche. Sur l'ensemble de cet échantillon un **allègement sous les fesses droite et gauche et une rotation du haut du corps (tronc) vers la droite** sont décelés, avec l'électrostimulation. Ces ajustements posturaux, différents entre ES et la contraction volontaire, sont souvent négligés, car non mesurés, alors qu'ils peuvent expliquer en partie la grande variabilité des résultats obtenus, lors de l'application de la stimulation à des fins rééducatrices ou sportives.

L'utilisation de la stimulation électrique dans l'entraînement sportif spécifique, ou à des fins de rééducation fonctionnelle pointue, doivent savoir désormais gérer, l'éventualité d'une co-activation musculaire.

CONCLUSIONS GENERALES

CONCLUSIONS GENERALES

L'ensemble des études expérimentales, permet de retenir que la stimulation électrique appliquée aux extenseurs de la jambe (muscles quadriceps fémoraux) <<in vivo>>, est **reproductible**. La localisation des points moteurs est spécifique à chaque sujet, car des différences non négligeables peuvent apparaître d'un sujet à l'autre.

L'évaluation objective de la force maximale isométrique des extenseurs de la jambe, nécessite une **bonne stabilisation** du bassin et du tronc, quel que soit le mode de contraction appliqué, pour éviter une diminution de la valeur de cette force, qui pourrait atteindre **20 %** de FMV. L'ordre de grandeur du déficit en force maximale isométrique, lorsqu'une stabilité de la posture n'est pas assurée chez les sujets au cours d'un effort maximal, à partir de la position assise, est désormais connu.

L'absence de différence significative entre contraction volontaire seule et contraction volontaire combinée à une électrostimulation, laisse supposer que les contractions volontaires seules avaient été maximales, chez tous les sujets masculins, quelle que soit la population considérée. En revanche la superposition de l'électrostimulation à la contraction volontaire chez les sujets féminins, permet une augmentation significative de leur valeur de force.

L'existence d'une parfaite **similarité des valeurs de force** obtenues au niveau, des muscles extenseurs (de la jambe) gauches et droits, quel que soit le groupe expérimental (Béninois ou Nigériens) considéré, et pour tous les trois modes

de contraction isométrique testés, est signalée.

La différence de température cutanée de l'ordre de 2°C entre Béninois et Nigériens, ou entre Nigériens et Français, ne suffit pas, à traduire une augmentation de la sensibilité corporelle, face à la stimulation électrique, donc à baisser l'impédance cutanée. L'hypothèse allant dans le sens, d'une différence de sensibilité cutanée face à la stimulation, en fonction de la couleur de la peau (sa pigmentation), est également moins plausible.

La **co-activation de certains muscles de soutien** est également présente sous le mode de contraction par stimulation électrique. Elle témoigne du fait que, les sujets opèrent aussi des **ajustements posturaux**, lors des contractions musculaires électro-induites. Différentes stratégies posturales sont adoptées par les sujets, mais sur l'ensemble de cet échantillon, on retiendra,

- un allègement sous les fesses droite et gauche,
- une rotation du haut du corps (tronc) vers la droite, lorsque les extenseurs de la jambe gauche sont électriquement stimulés.

Les ajustements posturaux enregistrés, sont différents entre ES et la contraction volontaire. Ils sont souvent négligés par les études sur l'électrostimulation musculaire, car non mesurés, alors qu'ils **peuvent expliquer en partie la grande variabilité des résultats** obtenus, lors de l'application de la stimulation à des fins rééducatrices ou sportives.

L'utilisation de la stimulation électrique dans l'entraînement sportif spécifique, ou à des fins de rééducation fonctionnelle pointue, devra désormais gérer, l'éventualité d'une co-activation musculaire.

Notre siège expérimental, dans sa configuration actuelle, ne permet pas de mesurer les forces de frottement dans l'axe horizontal des capteurs, alors qu'elles ne sont pas négligeables. L'utilisation de capteurs tridimensionnels est donc souhaitable, pour rendre les mesures, beaucoup plus précises. En conséquence, le siège pourra permettre :

- d'obtenir un enregistrement simultané plus fiable en huit points
- d'obtenir toutes les forces appliquées au sujet,
- d'écrire les équations rappelées de la mécanique.

Ce siège pourrait donc être utilisé en rééducation pour des tests d'effort ou chez des sujets sains dans le but d'évaluer l'action bilatérale ou unilatérale des jambes au cours d'un effort isométrique d'extension ou de flexion. De même, il pourrait être plus opérationnel dans l'étude de certains ajustements posturaux, en position assise.

L'utilisation d'un capteur de force au niveau du membre contralatéral lors de l'entraînement par électrostimulation, de manière à évaluer simultanément la force contralatérale peut être envisagée.

Notre présente thèse conclut à une **différence significative de l'ajustement postural au cours des contractions volontaire et électro-induite**, à partir des forces d'appui mesurées en huit points.

Des études complémentaires, visant à apporter des **informations sur l'activité musculaire (électromyographie)** des muscles posturaux, des muscles agonistes et antagonistes, lors de l'effort volontaire ou électro-induit sont nécessaires .

Les études réalisées dans le cadre de cette thèse mettent en évidence l'importance du contrôle de la posture et du choix des protocoles expérimentaux. Elles expliquent en partie la divergence des résultats rapportés en électrostimulation par la littérature.

Il conviendrait d'effectuer des études complémentaires permettant d'apporter des explications théoriques par rapport à l'ensemble des comportements observés.

BIBLIOGRAPHIE

BIBLIOGRAPHIE

Alon G., Allin J., Inbar G. : Optimization of pulse duration and pulse charge during transcutaneous electrical nerve stimulation. *Austral. J. Physiother.* 29:19-201, 1983.

Alon G. : High voltage stimulation effects of electrode size on basic excitatory responses. *Phys. Ther.* 65 : 5 : 891-895, 1985.

Alon G., McCombe S. A., Koutsantonis S., Stumpauzer L. J., Burgwin K. C., Parent M. M., Bosworth R. A. : Comparison of the effects of electrical stimulation and exercise on abdominal musculature. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 8 : 567-573, 1987.

Alon G. : Electro-orthopedics : A review of present electrophysiologic responses and clinical efficacy of transcutaneous stimulation. *Adv. Sports Med. Fitness* 2 : 295-324, 1989.

Alway SE, Stray-Gundersen J, Grumbt WH, Gonyea WJ : Muscle cross-sectional area and torque in resistance-trained subjects. *Eur. J. Appl. Physiol.* (in press), 1990.

Cheng-Lu S., Currier D.P., Threkeld A.J. : Augmenting voluntary torque of healthy muscle by optimization of electrical stimulation. *Phys. Ther.* 68 : 33-337, 1988.

Claparède K. : L'ergographie bilatérale. *Arch. des Sciences Physiques et naturelles* 44 : 71, 1917.

Clarke H.H., Elkins E.C., Martin G.M. : Relationship between body position and the application of muscle power to movements of the joints. *Arch. Phys. Med.* 31 : 81-89, 1950.

Cometti G. : L'Electrosmyostimulation dans l'entraînement des Sportifs . *Sport Med.* 18 : 16-26, 1990.

Cox AM., Mendryk SW, Kramer JF, Hunka SM : Effect of electrode placement and rest interval between contractions on isometric knee extension torques induced by electrical stimulation at 100 Hz. *physiother. Can.* 38 : 20-27, 1986.

Coyle EF, Feiring DC, Rotkis TC, Cote RW III, Roby FB, Lee W, Wilmore JH : Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *J. Appl. Physiol.* 51 : 1437-1442, 1981.

Currier D. P.: Positioning for strengthening exercises: *Phys. Ther.* 57:2 :

148-152, 1977.

Currier D.P., Lehman J., Lightfoot P. : Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle. *Phys. Ther.* 59 : 1508-1512, 1979.

Currier D.P., Mann R. : Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. *Phys. Ther.* 63 : 915-921, 1983.

Currier D.P., Mann R. : Pain complaints : Comparison of electrical stimulation with conventional exercise. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 3 : 318-323, 1984.

Currier D., Petrilli Reed C., Threlkeld J.A. : Effect of graded electrical stimulation on blood flow to healthy muscle. *Phys. Ther.* 66 : 6 : 938-943, 1986.

Davis HL : Is electrostimulation beneficial to denervated muscle ? A review of results from basic research. *Physiother. Can.* : 35, 306-310, 1983.

De Domenico G., Strauss G.R. : Maximum torque production in the quadriceps femoris muscle group using a variety of electrical stimulators. *Aust. J. Physiother* 32, n° 1 : 51-56, 1986

Delitto A, McKoen JM., McCarthy JA., Shively RA., Rose SJ : electrically elicited cocontraction of the thigh musculature after anterior cruciate ligament

dysfunction. a description of a single case experiment. *Phys. Ther.* 68 : 45-50, 1988.

Delitto A., Rose S.J., McKowen J.M., Lehman R.C., Thomas J.A., Shively R.A. : Electrical stimulation versus voluntary exercise in strengthening thigh musculature after anterior cruciate ligament surgery. *Phys. Ther.* 68 : 660-663, 1988.

Delitto A., Brown M., Strube M.J., Rose S.J., Lehman R.C.: Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter : a single subject experiment. *Int. J. Sports Med.* 10 : 187-191, 1989.

Denning M.L. : Retrospective review of long-term transcutaneous nerve stimulation in the management of chronic back pain. *Physiotherapy* 74 : 3 : 149-151, 1988.

Dooley P., McDonagh M.J.N. and White M. J. : Training using involuntary electrical evoked contractions does not increase voluntary strength. *Physiol. Society*: 61P, 1983.

Duchateau J., Hainaut K. : Isometric or dynamic training : differential effects on mechanical properties of a human muscle. *J. Applied Physiol.* : 296-301, 1984.

Duchateau J., Hainaut K. : Electrical and mechanical failures during sustained and intermittent contractions in humans. *J. Applied Physiol.* 58 : 3 : 942-

947, 1985.

Duchateau J, Hainaut K.: Training effects of sub maximal electrostimulation in a human muscle. *Med. Sci. Sports Exerc.* 20 : 1 : 99-104, 1988.

Duchateau J. : Principes de l'électrostimulation musculaire et recrutement des différents types de fibres. Journées Internationales d'électrostimulation. 17 et 18 Nov, Clermont-Ferrand, 79-82, 1990.

Duchateau J. : Adaptation du muscle et de ses unités motrices à l'entraînement et à l'inactivité. IV^{èmes} Journées Internationales d'Automne de l'ACAPS, Lille 9-11 Nov : 16-19, 1991.

Duchenne de Boulogne, G. B. : De l'électrisation localisée et de son application à la pathologie et à la thérapeutique par courants induits et par courants galvaniques interrompus et continus. 3^e Edition Ballière, Paris 1872.

Dumoulin J., G. de Bisschop : Electrothérapie, Edition Maloine Paris N° 17268, 1987.

Edwards R. H. T., Young A., Hosking G. P., Jones D. A. : Human skeletal muscle function : description of tests and normal values. *Clin. Sc. and Mol. Med.* 52 : 283-290, 1977.

Edwards R. H. T., Wikie D. R., Dawson M. J., Gordon R. E., Shaw D. : Clinical use of nuclear magnetic resonance in investigation of myopathy. *Lancet*, 725-731, 1982.

Eriksson E., T Haggmark T. : Comparison of isometric muscle training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery after major knee ligament surgery. *Am. J. of Sports and Med.* 7:2 : 169-171, 1979.

Eriksson E., Haggmark T., Kiessling K.H. and Karlsson J. : Effect of electrical stimulation on human skeletal muscle. *Int. J. Sports Med.* 2 : 18-22, 1981.

Fahey T.D., Harvey M., Schroeder R.V., Ferguson F. : Influence of sex differences and knee joint position on the electrical stimulation-modulated strength increases. *Med. Sci. Sports Exerc.* 17 : 144-147, 1985.

Farrance B.W., Houston M.E.: Effects of electrical stimulation training using the extended leg position on quadriceps muscle of women. *Can. J. Sport Sci.* 12:4: 170-174, 1987.

Ferry B. : Effet de la fréquence sur la force musculaire induite par stimulation électrique. D.E.A., UFR-STAPS de Clermont-Ferrand, 1993.

Gleichauf C. N., Roe D. A. : The menstrual cycle's effect on the reliability of bioimpedance measurements for assessing body composition. *Am. J. Clin. Nutr.* 50

: 5 : 903-907, 1989.

Gobelet C., Gremion G., Bonard A., Pardon F., Hermans C., Pilloud O., Augros R., Brodard R., Saudan Y. : Electromyostimulation, un moyen de renforcement musculaire. Dans *Muscle et rééducation*, Heuleu J. N. et Simon L.; Ed. Masson 1988.

Gobelet C., Perentes E., Leyvraz P. J., Volken H., Livio J. J. : Modification musculaire après Entraînement électrique chez l'homme. *Med. du Sport* 63 : 6 : 310-312, 1989.

Godfey CM, Jayawardens H., Quance TA., Welsh P.: Comparison of electrostimulation and isometric exercise in strengthening the quadriceps muscle. *physiother. Can.* 31 : 265-267, 1979.

Gonyea W. J. : Skeletal muscle growth induced by strength training. In : *Frontier of Exercise Biology*. Border, Edington et White Eds., Human kinetics Publ. Champaign IL. pp. 15-26, 1983.

Gould N., Donnermeyer D., Pope M. and Ashikaga T. : Transcutaneous muscle stimulation as a method to retard disused atrophy. *Clin. Ortho. and Related Research* 164 : 215-220, 1982.

Gracanin F., Trnkoczy A. : Optimal stimulus parameters for minimum pain in the chronic stimulation of innervated muscle. Arch. Phys. Med. Ther. 56 : 243-249, 1975.

Gray J. : Animal locomotion. WEIDENFELD and NICOLSON, London, 1968.

Greg Richard, Dean P. Currier : Back stabilization during knee strengthening exercise. Phys. Ther. 57 : 9 : 1013-1015, 1977.

Hainaut K., Duchateau J : Neuromuscular electrical stimulation and voluntary exercise. Sports Medicine 14 : 2 : 100-113, 1992.

Häkkinen K., Alén M., Komi PV : Changes in isometric force and relaxation-time, electromyographic and muscle fiber characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. Acta Physiol. Scand. 125 : 573-585, 1985.

Häkkinen K. : Neuromuscular and hormonal adaptation during strength and power training. A Review. J. Sports Med. 29 : 9-26, 1989.

Hart D.L., Stibbe T.J., Till Ch.W., Plummer R.W. : Effect of trunk stabilization on quadriceps femoris muscle torque. Phys. Ther. 64 : 9 : 1375-1380, 1984.

Hellebrandt FA, Parrish AM, Houtz SJ : Cross education : the influence of

unilateral exercise on the contralateral limb. Arch. Phys. Med. 28 : 76-85, 1947.

Henneman E. : Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. Science 126 : 1345-1347, 1957.

Houston M.E., Farrance B. W., Wight R.I. : Metabolic effects of two frequencies of short-term surface electrical stimulation on human muscle. Can. J. Physiol., Pharmacol. 60 : 727-731, 1982.

Hultman E., Spriet L.L. : Skeletal muscle metabolism, contraction force and glycogen utilization during prolonged electrical stimulation in human. J. Physiol. 374 : 403-501, 1986.

Ishida K., Moritani T., and Itoh K. : Changes in voluntary and electrically induced contractions during strength training and detraining. Eur. J. of Appl. Physiol. 60 : 244-248, 1990.

Johnson D. H., Thurston P., Ashcrof P. : The Russian technique of faradim in the treatment of chondromalacia patellae. Physiother. Can. 29 : 5 : 266-268, 1977.

Johnson D. H., Thurston P., Ashcroft P. J. : The russian technique of faradism. Med. Phys. Ftn. (Torino) 26 (1) : 60-66, 1986.

Kannus P., Alosa D., Cook L., Johnson R. J., Renström P., Pope M.,

Beynnon B., Yasuda K., Nichols, Kaplan M. : Effect of one-leg exercise on the strength, power and endurance of the contralateral leg. A randomized, controlled study using isometric and concentric isokinetic training. Eur. J. Appl. Physiol. 64 : 117-126, 1992.

Karpovich C. V. : Physiological and psychological dynamogenic factors in exercise. Arbeitsphysiologie 9 : 626-629, 1937.

Kitai T., Sale D. : Specificity of joint angle on isometric training. Eur. J. Appl. Physiol. 58 : 744-748, 1989.

Komi P.V., Bosco C : Utilization of Stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women . Medicine and Science in Sports : 10, 4, 261-265, 1978.

Komi P. V., Tesch P. : EMG frequency spectrum, muscle structure and fatigue during dynamic contractions in man. Eur. J. Appl. Physiol. 42 : 41-50, 1979.

Kots Y. M., Chwilon B. A. : Entraînement de la force musculaire par la méthode d'électrostimulation, communiqué n° 2 : méthode d'entraînement (russe). Teoria i praktika fisishekoi kultury 4 : 66-73, 1971.

Kotz Y. M. : Amélioration de la force musculaire par stimulation électrique. Revue Soviétique Théorie et Pratique de la Culture Physique, traduction Spivak,

document Ins, 3-4, 1971.

Kralj A., Trnkoczy A., Acimovic. Hemiplegic gait improvement by means of three-channel functional stimulator. *Elektrotech. Vestn.* 38 : 75, 1971.

Kramer J. F., Semple J. E.: Comparison of selected strengthening techniques for normal quadriceps. *Physiother. Can.* 6 : 300-304, 1983.

Kramer JF., Lindsay D., Magee D., Wall T. : Comparison of voluntary and electrical stimulation contraction torques. *J. Orthop. Sports. Phys. Ther.* 5 : 324-331, 1984.

Kramer JF : Comparison of voluntary and electrical stimulation induced torques at selected knee angles in male and female subjects. *physiother. Can.* 39 : 157-163, 1987.

Kramer JF. : Effect of electrical stimulation current frequencies on isometric knee extension torque. *Phys. Ther.* 67 :31-38, 1987

Lai H. S., De Domenico G., Strauss G. : The effect of different electro-motor stimulation training intensities on strength improvement; *Austal. J. Physiother.* 34 : 151-164, 1988.

Laughman R.K., Youdas J.W., Garrett T.R., Chao E.Y. : Strength changes

in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. Phys. Ther. 63 : 494-499, 1983.

Lawani M. M. : Le contrôle de l'entraînement en Electrostimulation. DEA, UFR-STAPS de clermont-Ferrand, 1990.

Lawani M. M., Poumarat G., Dabonneville M. : Etude de la phase d'établissement de la force maximale : Etude comparative entre FMV , ES , FMV+ES. III^{èmes} Journées Internationales d'Electrostimulation, 17 et 18 Nov, Clermont-Ferrand, 1990.

Lawani M. M., Poumarat G., Dabonneville M. : Contraction musculaire et dissociation segmentaire. XVI^{èmes} Congrès de la Société de Biomécanique, Lille 1991.

Lawani M. M., Poumarat G., Dabonneville G. : Force maximale volontaire isométrique du quadriceps : Effets du membre opposé non sollicité. IV^{èmes} Journées Internationales de l'ACAPS, Lille, 1991.

Lawani M. M., Poumarat G. : Contrôle postural et stimulation électrique. 1993 (Art. soumis)

Lawani M. M., Poumarat G., Dabonneville M. : Influence de la posture sur la force maximale volontaire ou électriquement évoquée. 1993 (Art. soumis)

Li C., Bak A. : Excitability characteristics of the A- and C- fibers in peripheral nerve. *Exp. Neurol.* 50 : 67-79, 1976.

Lindh M. : Increase in muscle strength from isometric quadriceps exercises at different knees angles. *Scand. J. Rehab. Med.* 11 : 33-36, 1979.

Lloyd T., De Domenico G., Strauss G. R., Singer K. A. : A review of the use of electro-motor stimulation in human muscle. *The Australian J. Physiother.* 1 : 18-29, 1986.

Lukaski H. C., Johnson P. E., Bolonchuk W. W., Lykken G. I. : Assessment of fat free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am. J. Clin. Nutr.* 41 : 810-817, 1985.

McDonnel M., Delitto A., Sinacore D., Steven J. : Electrically elicited fatigue test of the quadriceps femoris muscle. *Physical therapy* 67 : 6: 941-945, 1987.

Mendler H. M. : Effect of stabilization on maximal isometric knee extensor force. *Phys. Ther.* 47 : 375-379, 1967.

Miller CH. , Thepaut-Mathieu C. : Conditions d'efficacité et rendement de l'entraînement par contraction volontaire . III^{èmes} Journées Internationales D'Automne de L'A.C.A.P.S, Poitiers, 191-192, 1989.

Miller Ch. : Effets comparés d'un entraînement sous électrostimulation et d'un entraînement par contraction volontaire : Mécanismes physiologiques d'adaptation. III^{èmes} Journées Internationales d'Electrostimulation de Clermont-Ferrand, 1990.

Miller Ch., Thépaut-Mathieu Ch. : Entraînement sous electro-stimulation ou par contraction volontaire . Kinesithérapie Scientifique : 293, 37-48, 1990.

Milner-Brown H. S., Yemm R. : The orderly recruitment of human motor units during voluntary contractions. J. Physiol. (London) 230 : 359-370, 1973.

Milner-Brown H. S., Stein R. B., Yemm R. : Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. J. of Physiol. (London) 230 : 371-390, 1973.

Mohr Th., Carlson B., Sulentic C., Landry R. : Comparison of isometric exercise and high volt galvanic stimulation on quadriceps femoris muscle strength. Phys. Ther. 65 : 5 : 606-609, 1985.

Moloney G. E., Tessa Morrell M., Fell R. H. : The effect of electrical stimulation of the legs on postoperative thrombosis. Brit. J. Surg. 59 : 1, 65-68, 1972.

Moreno-Aranda (J.), Seireg (A.): Electrical parameters for over the skin muscle stimulation. J. Biomech. 14 : 9, 579-585, 1981.

Moreno-Aranda (J.), Seireg (A.): Investigation of over the skin electrical stimulation parameters for different normal muscles and subjects. *J. Biomech.* 14:9: 587-593, 1981.

Moritani T., deVries H. A. : Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am. J. Phys. Med.* 58 : 115-130, 1979.

Morrissey M.C., Brewster C.E., Shields C.L., Brown M.: The effects of electrical stimulation on the quadriceps during postoperative knee immobilization. *Am. J. of Sports Med.* 13:1 : 40-45, 1985.

Muller E. A. : Influence of training and of inactivity on muscle strength. *Arch. Phys. Med. Rehab.* 51 : 449-462, 1970.

Munsat T. L., McNeal D. and Waters R. : Effect of nerve stimulation on human muscle. *Arch. Neurol.* 33 : 608-615, 1976.

Nadel E. R., Mitchell J. W., Stolwijk J. A. J. : Differential thermal sensitivity in the human skin. *Pflugers Arch.* 340 : 71-76, 1973.

Nancy C. R. : Strength training via high frequency electrical stimulation. *J. of Sports Med. and Phys. Fitness.* 1992.

Nelson H.E., Smith M.B., Bowman B.R. and Waters R.L. : Electrode

effectiveness during transcutaneous motor stimulation. Arch. Phys. Med. Rehab. 61 : 72-77, 1988.

Nielsen B. : Thermoregulation in rest and exercise. Acta Physiol. Scand. (Suppl. 323), 1969.

Nielsen B and Nielsen M : Body temperature during work at different environmental temperatures. Acta Physiol. Scand. 56 : 120-129, 1962.

Nitz A.J. and Dobner J.J. : High intensity electrical stimulation effect on thigh musculature during immobilization for knee sprain. A Case Report. Physical therapy 67:2:219-222, 1987.

Ohtsuki T. : Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. Behavioural Brain Research 7:165-178, 1983.

Owens J., Malone T. : Treatment parameters of high frequency electrical stimulation as established on the Electro-Stim 180. J. of Ortho. and Sport Phys. Ther. 4:3 : 162-169, 1983.

Parker R. H. : The effect of midl one-legged isometric or dynamic training. Eur. J. Appl. Physiol. 54 : 262-268, 1985.

Parker M.G., Berhold M., Brown R., Hunter S., Smith M.R., Runhling R.

: Fatigue response in human quadriceps femoris muscle during high frequency electrical stimulation. J. of Otho. and Sports Phys. Ther. 7 : 4 : 135-153, 1986.

Peckham P. H., Mortiner J. T., Marsolais E. B. : Alteration in the force and fatigability of skeletal muscle in quadriplegic human following exercise induced by chronic electrical stimulation. Clin. Orthop. 114 : 326-334, 1975.

Pichon F. : Stimulation du quadriceps : influence sur la force et sur la détente. D.E.A., UFR-APS de Dijon, 1993.

Portmann M. : L'entraînement par électrostimulation. Trente pour cent (Mission Québec '76) 3 : 6, 1976.

Portmann M., Avon G., Taylor A. W. : Entraînement isotonique : spécificité des effets en fonction de la position d'entraînement. (Abstract) Congrès de l'ACFAS Montréal 1982.

Portmann M. : L'électrostimulation. Revue de l'entraîneur (Ass. des entraîneurs canadiens) Avril-Juin, 1984.

Portmann M., Monpetit R. : Effets de l'entraînement par l'électrostimulation isométrique et dynamique sur la force de contraction musculaire . Science & Sports : 6, 193-203, 1991.

Portmann M. : Amélioration de la force musculaire au moyen de la stimulation électrique et application à l'entraînement sportif. Thèse pour le grade de Philisophiae Doctor, Montréal 1991.

Pougheon M., Thépaut-Mathieu C. : L'électro-stimulation : Variation de la réponse musculaire selon différents types de courant . Kinésithérapie Scientifique 308:7-13, 1992

Poumarat G., Dabonneville M. : Stimulation électrique et entraînement de la force musculaire. III^{èmes} journées internationales d'automne de l'ACAPS, Poitiers, 79-80, 1989.

Poumarat G., Dabonneville M., Lawani M. M., Chandezon R., Roddier P. : Force isométrique et Electrostimulation Musculaire, influence des conditions expérimentales. XV^{èmes} Congrès de Biomécanique de Cluny, 109-110, 1990.

Poumarat G., Dabonneville M., Lawani M. M., Chandezon R., Roddier P. : Force isométrique et Electrostimulation Musculaire, influence des conditions expérimentales. Abstract Arch. Inter. de Physiol. de Bioch. et de Biophys. 99 : C109-C110, 1990.

Poumarat G., Chandezon R., Lawani M. M. : Contrôle postural et électrostimulation. III^{èmes} Journées Internationales de Stimulation Electrique, Montréal, 1992.

Poumarat G., Squire P., Lawani M. : Effect of electrical stimulation superimposed with isokinetic contractions . J. Sports. Med. Phys. Ftn. : 32, 3, 227-228, 1992.

Poumarat G. : Les électrostimulateurs. Fonctionnalités et courants délivrés. Cahier Kinésither. fasc. 156 : 4, 1993.

Precht H., Christophersen J., Hensel H., and Larcker W. : Temperature and life. Springer-Verlag, Berlin 1973.

Ramanathan N. L. : A new system for mean surface temperature of human body. J. Appl. Physiol. 19 : 531-533, 1964.

Richard G., Currier D. P.: Back stabilization during knee strengthening exercise. Phys. Ther. 57 : 9 : 1013-1015, 1977.

Richardson WW, Wissler : Diffusion of motor impulse Psychol. Rev. 7 : 29-38, 1900.

Rimathé F. : Contribution à l'étude de l'ergographie bilatérale et simultanée. Arch. de Psychologie 19 : 128162, 1925.

Romero J.A., Sanford T.L., Schroeder R.V., Fahey T.D. : The effects of electrical stimulation of normal quadriceps on strength and girth. Med. Sci. Sports

Exerc. 14 : 194-197, 1982.

Roy M. A., Sylvestre M., Katch F. I., Katch V. L., Lagassé P. : Proprioceptive facilitation of muscle tension during unilateral and bilateral knee extension. *Int. J. Sports Med.* 11 : 4 : 289-292, 1990.

Rutherford O. M., Creig C. A., Sargeant A. J. : Strength training and power output : transference effects in human quadriceps muscle. *J. Sports Sci.* 4 : 101-107, 1986.

Sale D. G. : Neural adaptation to resistance training. *Med. Sci. Sports Exerc.* 5 : S135-S145 (Supplément) 1988.

Secher N. H. : Isometric rowing strength of experienced and inexperienced oarsmen. *Med. Sci. Sports* 7 : 280-283, 1975.

Selkowitz D.M.: Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Physical Therapy* : 65, 2, 186-196, 1985.

Siatras T. : Evaluation biomécanique de la fatigue musculaire. Thèse de Doctorat d'Université, UFR-STAPS de CLERMONT-FERRAND, 1993.

Sinacore D. R., Delitto A., King D. S., Rose S. J. : Type II fiber activation

with electrical stimulation : A Preliminary Report. *Phys. Ther.* 70 : 7 : 416/17-422/23, 1990.

Singer B. : Functional electrical stimulation of the extremities in the neurological patient : a review. *Aust J physiotherapy* 33 : 1 : 33-42, 1987.

Small S.C., Stokes M.J. : Stimulation frequency and force potentiation in the human adductor pollicis muscle . *Eur. J. Appl. Physiol.* 65 : 229-233, 1992.

Solomonow D. M. : External control of neuromuscular system. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 31 : 753-763, 1984.

Soo CL., Currier DP, Threkeld AJ. : Augmenting voluntary torque of healthy muscle by optimization of electrical stimulation. *Phys. Ther.* 68 : 333-337, 1988.

St Pierre D., Taylor A.W., Lavoie M., Sellers W., Kots Y.M. : Effect of 2500 Hz sinusoidal current on fiber area strength on the quadriceps femoris. *J. Sports Med.* 26 : 60-66, 1986.

Stanish W. D., Vailant G. A., Bonen A., Belcastro A. N. : The effects of immobilization and electrical stimulation on muscle glycogen and myofibrillar ATP'ase. *Can. J. Appl. Sports Sci.* 7 : 267-271, 1982.

Stefanovska A. and Vodonik L. : Change in muscle force following electrical

stimulation. Scand. J. Rehab. Med. 17 : 141-146, 1985.

Stein R. B., Bertoldi R. : The size principle : A synthesis of neurological data. Prog. Clin. Neurophysiol. 9 : 85-96, 1981.

Thépaut-Mathieu.C., Pougheon M. : Electro-stimulation appliquée de manière prolongée / Réponse du système neuromusculaire . Kinésithérapie Scientifique 308, 15-20, 1992.

Thomas D.O., Sagar G., White M.J., Davies C.T.M. : Electrically evoked isometric and isokinetic properties of the triceps surae in young male subjects. Eur. J. Appl. Physiol. 58 : 321-326, 1988.

Tracy J., Currier D. P., Threlkeld J. : Comparison of selected pulse frequencies from two different electrical stimulators on blood flow in healthy subjects. Phys. Ther. 10 : 1526-1532, 1988.

Treichner W. H. : Assessment of mean body surface temperature. J. Appl. Physiol. 12 : 169-176, 1958.

Trimble M.H. and Enoka R.M. : Mechanisms underlying the training effects associated with neuromuscular electrical stimulation . Physical Therapy : 71 : 4 : 273/21-30/282, 1991.

Trnkoczy A : Functional electrical stimulation of extremities : its basis, technology and role in rehabilitation. *Automedica* 2 :59-100, 1978.

Vanderthommen M., Crielaard J. M. : Le courant excito-moteur au niveau du quadriceps. Détermination des paramètres optimaux de stimulation. *Cah. Kinésithér.* 161 : 3 : 36-40, 1993.

Vandervoort A. A., Sale D. G., Moroz J. : Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *J. Appl. Physiol. : Resp. Environ. Exerc. Physiol.* 56 : 46-51, 1984.

Vangaard L. : Physiological reactions to Wet-Cold, Aviation Space and *Environ. Med.* 46, 33, 1975.

Walmsley RP., Letts G., Voors J. : A comparison of torque generated by knee extension with maximal voluntary muscle contraction vis-a-vis electrical stimulation. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 6 : 10-17, 1984.

Wigerstad-Lossing I., Grimby G., Jonsson T., Morelli B., Peterson L., Renstrom P. : Effects of electrical stimulation combined with voluntary contractions after knee ligament surgery. *Med. Sci. Sport Exerc.* 20 : 93-98, 1988.

Winter D. : Biomechanics of human movement. New York : J. Wiley & sons, 1979.

Wong R. A. : High voltage versus low electrical stimulation. Force induced muscle contraction and perceived discomfort in healthy subjects. *Phys. Ther.* 66 : 8 : 1208-1214, 1986.

Young A., Stokes M., Round M. J., Edwards R. H. T. : The effect of high-resistance training on the strength and cross-sectional area of human quadriceps. *Eur. J. Clin. Invest.* 13 : 411-417, 1983.

Zattara M., Bouisset S. : Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. In Normal Subjects. *Journal of Neurology, Neurosurgery., and Psychiatry* 51 : 956-965, 1988.