



HAL
open science

Elasticité musculo-tendineuse et raideur musculo-squelettique globale chez les pongistes de haut-niveau

Giuseppe Rabita, Antoine Couturier, D. Lambertz, Franck Métais, Michel
Gadal, Michel Blondel

► **To cite this version:**

Giuseppe Rabita, Antoine Couturier, D. Lambertz, Franck Métais, Michel Gadal, et al.. Elasticité musculo-tendineuse et raideur musculo-squelettique globale chez les pongistes de haut-niveau. [Rapport de recherche] Rapport du projet de recherche MJSVA N° 04-013, Institut National du Sport et de l'Education Physique (INSEP). 2006. hal-01949741

HAL Id: hal-01949741

<https://insep.hal.science/hal-01949741>

Submitted on 10 Dec 2018

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

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



**ELASTICITÉ MUSCULO-TENDINEUSE
ET RAIDEUR MUSCULO-SQUELETTIQUE
GLOBALE CHEZ LES PONGISTES
DE HAUT NIVEAU**

Giuseppe RABITA¹

Collaborateurs scientifiques :

A. COUTURIER¹, D. LAMBERTZ², F. METAIS¹.

Collaborateurs Fédéraux : Michel Gadal, D.T.N de la F.F.T.T.

Michel BLONDEL, Responsable des équipes de France de Tennis de Table

Travail Effectué par

¹ Laboratoire de Biomécanique et Physiologie, INSEP

² UMR-CNRS 6600, Département Génie Biologique
Université de Technologie de Compiègne

SOMMAIRE

INTRODUCTION.....	4
--------------------------	----------

1- REVUE DE LITTERATURE.....	6
-------------------------------------	----------

1.1 - PROPRIETES ELASTIQUES MUSCULO-TENDINEUSES.....	6
---	----------

1.1.1 - STRUCTURE MUSCULO-TENDINEUSE.....	6
---	---

1.1.2 - CYCLE ETIREMENT-RACCOURCISSEMENT.....	7
---	---

1.1.2.1 - Phase d'étirement: surproduction de force et stockage d'énergie potentielle.....	7
--	---

1.1.2.2 - Phase de raccourcissement: restitution d'énergie potentielle.....	8
---	---

1.1.2.3 - Intérêt du cycle étirement-raccourcissement.....	9
--	---

1.2 - METHODES D'EXPLORATION DE L'ELASTICITE MUSCULAIRE INTRINSEQUE.....	9
---	----------

1.2.1 - QUICK-RELEASE ET CONTROLLED-RELEASE.....	10
--	----

1.2.2 - IMAGERIE PAR ULTRASON.....	11
------------------------------------	----

1.2.3 - PERTURBATIONS SINUSOÏDALES.....	12
---	----

1.3 - METHODES D'EVALUATION DE LA RAIDEUR MUSCULO-SQUELETTIQUE GLOBALE.....	12
--	-----------

1.3.1 - UTILISATION DU MODELE MASSE-RESSORT.....	12
--	----

1.3.2 - COMPORTEMENT MASSE-RESSORT ET FREQUENCE DES SAUTS.....	13
--	----

1.3.3 - RELATION RAIDEUR- FREQUENCE DES REBONDS.....	14
--	----

1.3.4 - INFLUENCE DE LA RAIDEUR DE LA CHEVILLE SUR LA RAIDEUR MUSCULO-SQUELETTIQUE ...	15
--	----

1.4 - EFFET DE L'ENTRAINEMENT SUR L'ELASTICITE DE LA CHEVILLE.....	16
---	-----------

1.5 - INFLUENCE DE LA RAIDEUR SUR LA PERFORMANCE LORS DE SSC.....	17
--	-----------

1.6 - HYPOTHESES DE L'ETUDE.....	19
---	-----------

1.6.1 - RAIDEURS INTRINSEQUES.....	19
------------------------------------	----

1.6.2 - RAIDEUR MUSCULO-SQUELETTIQUE GLOBALE.....	19
---	----

1.6.3 - RELATION ENTRE RAIDEURS INTRINSEQUE ET MUSCULO-SQUELETTIQUE.....	19
--	----

2- MATERIEL ET METHODES.....	20
-------------------------------------	-----------

2.1 - POPULATION.....	20
------------------------------	-----------

2.2 - MATERIEL.....	20
----------------------------	-----------

2.2.1 -	ERGOMETRE-CHEVILLE.....	20
2.2.1.1 -	Tête motrice.....	21
2.2.1.2 -	Pilotage et acquisition.....	22
2.2.1.3 -	Dispositif de maintien du sujet.....	22
2.2.2 -	PLATE-FORME DE FORCE.....	23
2.3 -	PROTOCOLE.....	23
2.3.1 -	MESURES ERGOMETRIQUES.....	23
2.3.1.1 -	Détermination du Couple Maximal Volontaire (C.M.V).....	23
2.3.1.2 -	Test du Quick-release.....	23
2.3.1.3 -	Perturbations sinusoïdales.....	24
2.3.2 -	TESTS PLIOMETRIQUES.....	24
2.4 -	TRAITEMENT DES DONNEES.....	25
2.4.1 -	TESTS ERGOMETRIQUES.....	25
2.4.1.1 -	Test du Quick-release.....	25
2.4.1.2 -	Perturbations sinusoïdales.....	26
2.4.2 -	TESTS PLIOMETRIQUES.....	28
2.5 -	TRAITEMENTS STATISTIQUES.....	29
<u>3 -</u>	<u>RESULTATS.....</u>	<u>30</u>
3.1 -	MESURES ERGOMETRIQUES.....	30
3.1.1 -	COUPLE MAXIMAL VOLONTAIRE.....	30
3.1.2 -	INDICE DE RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE.....	31
3.1.3 -	INDICE DE RAIDEUR MUSCULO-ARTICULAIRE.....	33
3.1.4 -	RAIDEUR PASSIVE.....	35
3.2 -	TESTS PLIOMETRIQUES.....	36
3.2.1 -	INDEX DE RAIDEUR MUSCULO-SQUELETTIQUE (IR_{MS}).....	36
3.2.2 -	RAIDEUR ASSOCIEE A LA FREQUENCE 3HZ.....	38
3.2.3 -	RAIDEUR ASSOCIEE A H_{MAX}	38
3.2.4 -	PERFORMANCES.....	39
3.3 -	RELATIONS ENTRE LES PARAMETRES ERGOMETRIQUES ET DE SAUTS.....	39
3.3.1 -	RELATIONS ENTRE RAIDEURS INTRINSEQUES ET GLOBALES.....	39
3.3.2 -	RELATIONS ENTRE $IR_{MS} - K_{MS H_{MAX}}$ ET $IR_{MS} - H_{MAX}$	40
<u>4 -</u>	<u>DISCUSSION.....</u>	<u>41</u>
4.1 -	PRODUCTION DE COUPLE EN CONDITION ISOMETRIQUE.....	41

4.2 - PROPRIETES ELASTIQUES INTRINSEQUES	42
4.2.1 - RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE	42
4.2.2 - RAIDEUR MUSCULO-ARTICULAIRE.....	43
4.3 - PROPRIETES MUSCULO-SQUELETTIQUES GLOBALES ET PERFORMANCES ASSOCIEES	44
4.4 - RELATIONS ENTRE RAIDEUR INTRINSEQUE ET RAIDEUR MUSCULO-SQUELETTIQUE GLOBALE.....	45
4.5 - CONCLUSION	46
<u>5 - REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES</u>	<u>47</u>

INTRODUCTION

Les propriétés élastiques intrinsèques des muscles, des aponévroses et des tendons comptent parmi les divers facteurs biomécaniques qui peuvent influencer l'efficacité du geste sportif. Nous avons mentionné dans un précédent rapport (projet de recherche MJSVA n° 30-015) qu'un des intérêts d'évaluer la raideur musculo-tendineuse était lié à l'augmentation du rendement qu'implique le processus de stockage-restitution d'énergie potentielle élastique. Ce processus décrit le fait que, lorsque les structures musculo-tendineuses sont soumises à des cycles d'étirement-raccourcissement (C.E.R, ou SSC d'après le terme anglo-saxon *stretch-shortening cycles*), elles stockent de l'énergie potentielle élastique dans les durant la phase d'étirement qu'elles peuvent sous certaines conditions restituer lors de la phase de raccourcissement. Ce phénomène augmente le rendement musculaire par rapport à une contraction concentrique isolée.

Les études sur l'évolution de l'élasticité intrinsèque en fonction du type de sollicitations musculaires sont particulièrement intéressantes du point de vue de la connaissance des processus adaptatifs à l'hyperactivité musculaire. Cependant, en termes d'amélioration de la performance, elles ont surtout un intérêt si l'on connaît l'influence de ces modifications musculo-tendineuses sur les changements de raideur des systèmes de niveaux anatomiques supérieurs (articulations, membres, système musculo-squelettique global) et/ou sur la performance.

A ce sujet, il a été montré chez des sportifs de haut niveau, que les adaptations de la raideur musculo-tendineuse sont dépendantes des contraintes de l'activité (Kubo et al., 2000a; Spurrs et al., 2003). Les expérimentations récentes réalisées au sein du Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie de l'INSEP ont montré des raideurs intrinsèques supérieures chez des coureurs, sauteurs et gymnastes aérobiques de haut niveau comparées à celles d'une population contrôle (Rabita et al., étude soumise à publication; Rabita et al., 2006). Elles ont également démontré que, chez ces sportifs, la raideur globale des membres inférieurs en condition de sauts verticaux (raideur musculo-squelettique) était également supérieure. Néanmoins il est apparu que les valeurs de raideur intrinsèque n'avaient qu'un effet limité sur la raideur musculo-squelettique.

Lors de ces études, les stratégies interindividuelles étaient laissées libres. En effet, la consigne unique était d'atteindre une hauteur maximale lors des rebonds. Les sujets pouvaient alors ajuster les temps de contact au sol ainsi que l'abaissement du centre de gravité, en fonction de leurs stratégies personnelles. Or, il est déterminé que ces paramètres sont dépendants de la fréquence de saut.

Ainsi, dans la présente étude, nous tenterons de caractériser l'influence des propriétés élastiques intrinsèques sur la raideur musculo-squelettique globale lors de sauts réalisés dans une gamme de fréquences contrôlées.

Dans le cas de ce nouveau protocole d'étude, notre attention se porte sur une population de pongistes de haut niveau. Il est bien établi que lorsque la raideur musculo-tendineuse est augmentée, la transmission des forces musculaires est améliorée, le processus de stockage-restitution d'énergie élastique se réalise alors dans un temps plus court, ce qui a pour effet d'augmenter la puissance produite. Ainsi, il semble logique de penser que chez ces sportifs pratiquant une activité dont les temps de contact au sol sont très brefs, des adaptations musculo-tendineuses se réalisent dans le sens d'une raideur accrue.

L'objet de cette étude est de comparer les propriétés élastiques musculo-tendineuses des fléchisseurs plantaires entre des pongistes de haut niveau et des sujets ne pratiquant des activités physiques que de manière occasionnelle. Par ailleurs, les relations entre ces propriétés élastiques intrinsèques et, d'une part, les propriétés de raideur du système musculo-squelettique global et d'autre part, les performances lors de sauts verticaux sont également analysées.

1 - REVUE DE LITTERATURE

1.1 - Propriétés élastiques musculo-tendineuses

1.1.1 - Structure musculo-tendineuse

Mécaniquement, le muscle peut être représenté de manière très classique par un modèle à trois composantes (Hill, 1938 ; Shorten, 1987; **fig. 1.1**). La composante contractile (CC), localisée au niveau des sarcomères, représente le processus de génération de la force musculaire. Elle correspond aux ponts formés entre les molécules d'actine et de myosine. La composante élastique parallèle (CEP) est une composante uniquement passive et se situe au niveau des enveloppes musculaires et du tissu conjonctif. La composante élastique série (CES) assure le lien entre la composante contractile et la périphérie. Elle est constituée d'une fraction active localisée au niveau des ponts actine-myosine et d'une fraction passive qui correspond essentiellement aux structures tendineuses. La CES est un élément de transmission de la force contractile, elle seule rend compte du processus de stockage-restitution.

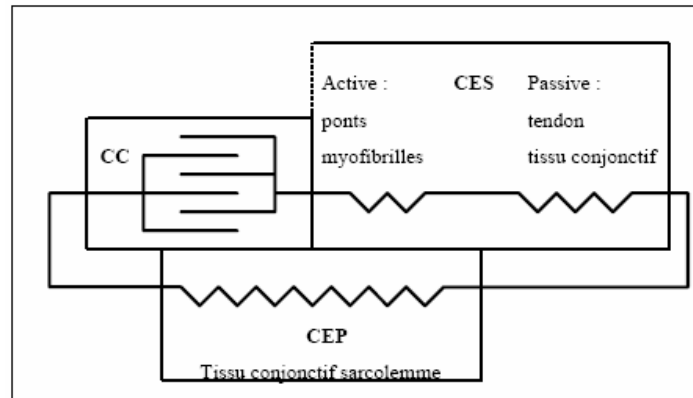


Fig. 1.1 : Modèle à trois composants décrit par Hill (1938) et modifié par Shorten. (1987). CC : composante contractile ; CES : composante élastique série ; CEP : composante élastique parallèle.

1.1.2 - Cycle étirement-raccourcissement

Au cours des activités naturelles, le raccourcissement produit par la contraction d'un muscle commence généralement alors que le muscle a déjà été étiré. La plupart du temps, le muscle est étiré par une force générée par le groupe musculaire antagoniste. Le muscle subit donc un cycle étirement-raccourcissement. Lors de ce type de cycle, une énergie potentielle est emmagasinée dans les structures musculo-tendineuses durant la phase d'étirement et peut être réutilisée lors de la phase de raccourcissement (Cavagna et Citterio 1974). Ce processus permet une amélioration de rendement musculaire (Bosco et al., 1982) et s'explique à la fois par une augmentation de l'efficacité de la composante contractile, et du potentiel de la CES à restituer la force aux pièces osseuses comme le résume Goubel et Lensel-Corbeil (2003):

1.1.2.1 - Phase d'étirement: surproduction de force et stockage d'énergie potentielle

Les études menées chez l'animal ont permis de mettre en évidence qu'un muscle (ou une fibre musculaire) résistant à un étirement développe une force bien supérieure à sa force isométrique maximale. Cette surproduction de force est dépendante à la fois de l'amplitude et de la vitesse de l'étirement (Edman et al., 1978, fig. 1.2). Elle résulte d'un accroissement du nombre de ponts acto-myosine et/ou d'une augmentation de la force développée par chaque pont (Sugi et Tsuchiya, 1981; Cavagna et al. 1985). Il faut noter que ce surcroît de force est transitoire. Une chute de force est en effet observée y compris si l'étirement est maintenu

pendant la contraction musculaire. Cette diminution implique nécessairement une restitution d'énergie potentielle qui se dissipera sous forme de chaleur ou sera "amortie" au niveau des sarcomères (Cavagna et al., 1994).

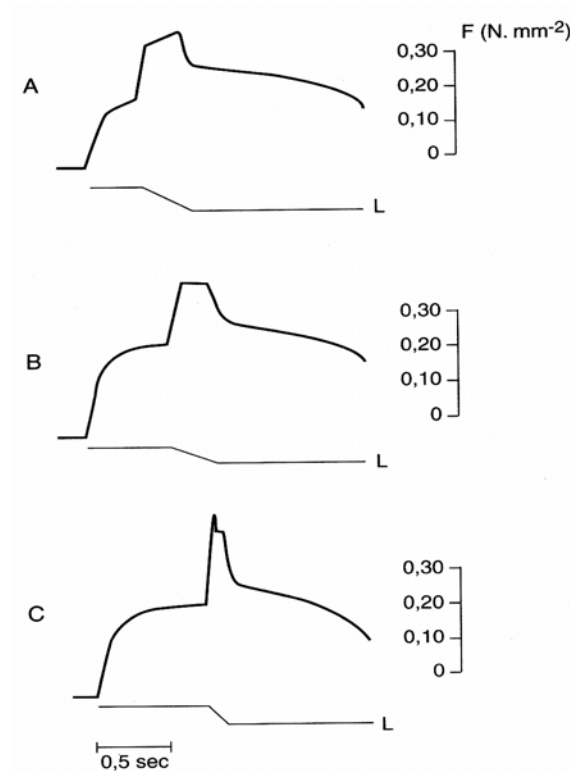


Fig. 1.2 : Déroulement temporel de la variation de tension (F, en N.mm⁻²) lors d'un étirement (L) d'une fibre musculaire isolée. La vitesse d'étirement augmente de A à C. (d'après Edman et al. 1978, schéma d'après Goubel et Lensele-Corbeil, 2003).

1.1.2.2 - Phase de raccourcissement: restitution d'énergie potentielle

Si l'étirement est immédiatement suivi par un raccourcissement musculaire, l'énergie potentielle emmagasinée dans la CES sera restituée et participera au travail positif réalisé par le muscle. Du fait de l'augmentation de la tension développée lors de l'étirement, la CES emmagasine davantage d'énergie potentielle que lors d'une simple contraction isométrique. Ainsi, la quantité d'énergie restituée sera supérieure si elle est consécutive à un étirement plutôt qu'à une contraction isométrique (Cavagna et Citterio, 1974; Lensele et Goubel 1987). Il s'agit là d'un mécanisme commun à toute structure de type ressort. Il faut noter cependant que dans le cas de la CES, le phénomène est plus complexe puisque d'une part, la raideur

augmente au cours de l'étirement et que d'autre part, cette augmentation dépend des paramètres mécaniques de l'étirement (vitesse, amplitude, etc).

Quoiqu'il en soit, la fonction physiologique de la CES peut être caractérisée comme suit: premièrement, elle peut fournir de l'énergie mécanique permettant à un muscle de se raccourcir à une vitesse supérieure à la vitesse maximale de sa composante contractile; deuxièmement, elle peut sauvegarder de l'énergie mécanique par un mécanisme de transfert vers des structures sarcomériques.

1.1.2.3 - Intérêt du cycle étirement-raccourcissement

Bien que le stockage d'énergie potentielle dans la CES varie en fonction des paramètres de la perturbation, il demeure que, pour un même niveau de force atteint lors de l'étirement, il sera supérieur pour une structure plus compliant que pour un matériau plus raide. A l'inverse, une augmentation de la raideur de la CES implique plusieurs autres avantages. D'une part, elle permet une meilleure transmission aux structures squelettiques de la force supplémentaire développée par la composante contractile. Par ailleurs, elle réduit le délai entre étirement et raccourcissement ce qui favorise la restitution d'énergie potentielle en minimisant sa dissipation sous forme de chaleur (Bosco et al., 1981). Quoiqu'il en soit, l'intérêt majeur de l'utilisation optimale de la CES lors de cycles étirements-raccourcissements viens du fait que le stockage additionnel d'énergie potentielle qu'implique le surcroît de force lors de l'étirement s'avère peu coûteux d'un point de vue énergétique. La consommation d'ATP est en effet moindre au cours de l'étirement que lors d'une contraction isométrique. Les éléments explicatifs ne sont pas définitivement établis: il semblerait que pour des étirements importants, une rupture mécanique des ponts d'union ait lieu avant que leur cycle attachement détachement soit terminé. De nouveaux ponts avec les sites d'actine suivants pourraient être créés sans consommation d'ATP (Golspink 1977).

1.2 - Méthodes d'exploration de l'élasticité musculaire intrinsèque

On dénombre plusieurs méthodes permettant de quantifier la raideur (exprimée par le rapport entre une variation de force et une variation de longueur ($\Delta F/\Delta L$) de différentes structures musculo-articulaires.

1.2.1 - Quick-release et controlled-release

In vitro, les propriétés de la CES ont été établies par la relation tension - extension sur un muscle ou une fibre isolée, maintenu dans un état de contraction à une longueur proche de L_0 (afin d'éviter l'intervention de la CEP). La CES est étirée lors de la contraction musculaire.

Le principe est alors d'imposer très rapidement :

- soit une diminution de tension (ΔP , technique du *quick-release*), on mesure alors la variation de longueur (ΔL).

- soit une variation de longueur (ΔL , technique du *controlled-release*) et l'on mesure la variation de tension correspondante (ΔP).

Le principe de ces deux techniques est illustré sur la **figure 1.3**.

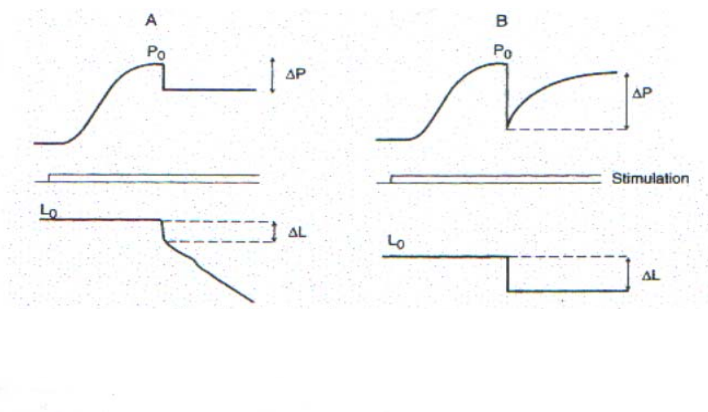


Fig. 1.3 : Principes de mesure des propriétés mécaniques de la CES à l'aide des techniques A : de *quick-release* et B : de *Controlled-release* (D'après Goubel et Lensele-Corbeil, 2003)

La mesure des paramètres est effectuée immédiatement à la fin de la perturbation mécanique afin que seules les propriétés de la CES soient prises en compte (avant que la composante contractile, toujours activée, n'ait pu ré-étirer la CES). Quelle que soit la technique utilisée, les résultats peuvent être exprimés soit en termes de raideur ($R = \Delta P / \Delta L$) soit en termes de compliance ($C = \Delta L / \Delta P$).

In vivo, lorsque la mesure est réalisée au niveau d'une articulation, il s'agit de mesurer la raideur angulaire qui est définie par le rapport entre la variation de couple et la variation d'angle ($\Delta C / \Delta \theta$).

Ainsi chez l'homme, la méthode du *quick-release* appliquée sur muscle isolé est adaptée à l'étude *in situ*. Le sujet exerce une contraction isométrique sur un bras de levier immobile.

L'expérimentateur provoque la variation rapide de tension en débloquant le bras de levier du dispositif mobile. Les premières millisecondes du déplacement de l'ensemble "membre/bras de levier" dépendent principalement de la restitution de l'énergie potentielle emmagasinée par la CES lors de son étirement pendant la contraction isométrique initiale.

La plupart des études (Pousson et al, 1995) établissent un indice de raideur où tous les éléments mis en jeu sont pris en compte et dans lequel la CES se reflète.

1.2.2 - Imagerie par ultrasons

In vivo, chez l'homme, le rapport $\Delta F/\Delta L$ peut être obtenu à partir d'une méthode d'imagerie par ultrasons. Cette méthode permet d'obtenir une image longitudinale du muscle étudié. Un point caractéristique (P) est repéré sur le tendon, le déplacement de P correspond à l'allongement (L) des structures du tendon. L est mesuré pour différents niveaux de contractions isométriques développées par le sujet. A l'aide de modèles simples, le niveau de force exercé sur le tendon (F) peut être obtenu à partir du couple (C) développé par le sujet.

La raideur tendineuse est calculée à partir du rapport $\Delta F/\Delta L$ (fig. 1.4)

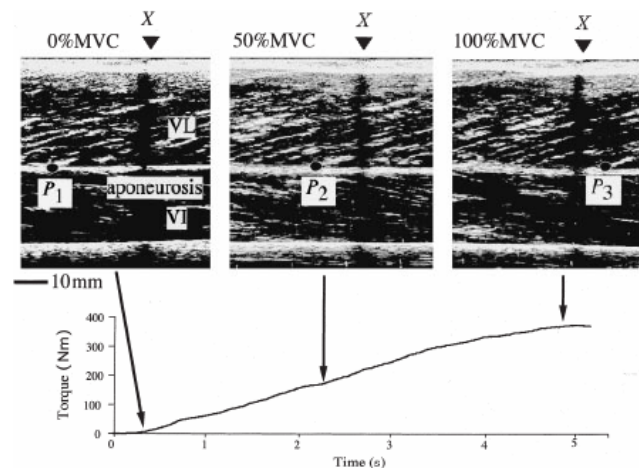


Fig. 1.4 : Images ultrasoniques d'une section longitudinale du muscle vastus lateralis durant une contraction isométrique à 0, 50 et 100% du MVC. Le déplacement du point (P) par rapport au marqueur (X) correspond à l'allongement (L) du tendon, d'après Kubo et al. (1999).

1.2.3 - Perturbations sinusoïdales

La caractérisation des propriétés viscoélastiques fait appel à un modèle du muscle qui comporte des composantes élastique (K), visqueuse (B) et inertielle (I). A la différence du modèle de Hill (1938), ce modèle ne permet pas d'établir la correspondance entre les éléments mécaniques qui la composent (masse, ressort et amortisseur) et les différentes structures musculaires (tendons, tissus conjonctifs, matériel contractile...). Cependant, il complète le modèle classique en décrivant le comportement du muscle soumis à des perturbations spécifiques.

Le principe des tests visant à caractériser la viscoélasticité musculaire chez l'homme est inspiré de méthodes appliquées sur muscles isolés. Une perturbation sinusoïdale de position ou de couple est appliquée sur un segment de membre. Les perturbations peuvent s'effectuer de façon passive ou lors du maintien d'une contraction musculaire maximale ou sous maximale. Le rapport d'amplitude et de déphasage des signaux de couple et de position angulaire est calculé pour chaque fréquence. Ces grandeurs périphériques (couple et position angulaire) permettent une caractérisation plus globale de la viscoélasticité puisque l'ensemble du système musculo-articulaire est considéré.

1.3 - Méthodes d'évaluation de la raideur musculo-squelettique globale

1.3.1 - Utilisation du modèle masse-ressort

Durant les activités de course à pied ou de sauts répétés, les actions des divers éléments du système musculo-squelettique (muscles, tendons, ligaments, etc.) sont intégrés de manière à ce que le système global se comporte comme un simple système masse-ressort (**fig. 1.5**).

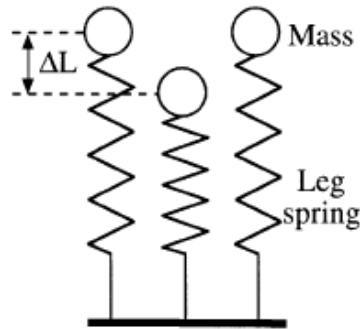


Fig. 1.5 : Modèle masse-ressort utilisé lors des sauts verticaux (d'après Farley et Morgenroth, 1999).

La raideur du ressort représente la raideur du système musculo-squelettique global durant la phase de contact au sol lors des rebonds. Le modèle est représenté au début, au milieu et à la fin de la phase de contact. ΔL correspond au déplacement du centre de gravité lors du contact au sol.

1.3.2 - Comportement masse-ressort et fréquence des sauts

En fait, le comportement du système musculo-squelettique ne se comporte pas systématiquement comme un système masse-ressort. Comme le montre la **figure 1.6**, ce simple modèle n'est valide que lorsque la fréquence des rebonds est supérieure à la fréquence naturelle (librement "choisie" par les sujets, Farley et al., 1991).

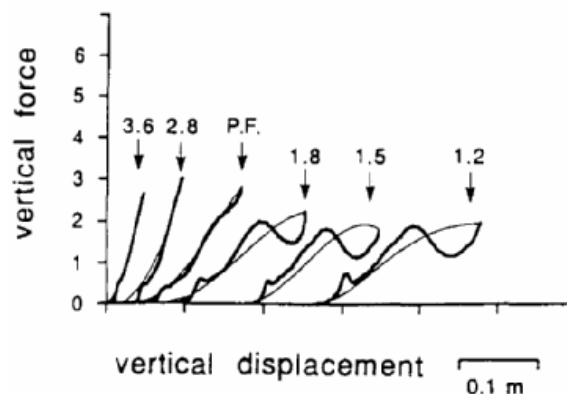


Fig. 1.6: Relation entre la force verticale (Vertical force, en poids corporel) et le déplacement du centre de gravité (Vertical displacement, en m) durant la phase de contact au sol lors de rebonds verticaux à des fréquences allant de 1,2 à 3,6 Hz. PF : Fréquence naturelle = 2,2 Hz. Les traits épais correspondent à l'atterrissage (phase excentrique) ; les traits fins correspondent à l'envol (phase concentrique). D'après Farley et al. (1991).

Ce n'est pas le cas pour les fréquences inférieures (1,2 à 2Hz). A ces fréquences, la force verticale n'est pas proportionnelle au déplacement. Elle augmente jusqu'à un maximum puis diminue alors que le centre de gravité continue de se déplacer vers le bas, c'est-à-dire lors de la phase excentrique, lorsque les différents complexes musculo-tendineux des membres inférieurs sont étirés. Un simple ressort mécanique ne présente jamais une diminution de la force lors de l'étirement.

1.3.3 - Relation raideur- fréquence des rebonds

La raideur musculo-squelettique lors d'une activité de sauts répétés est dépendante de la fréquence des rebonds (**fig. 1.7**).

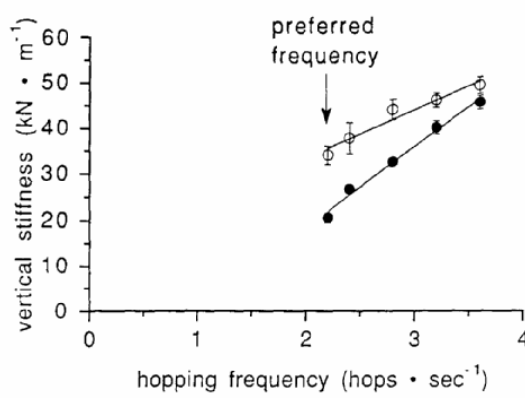


Fig. 1.7. Raideur musculo-squelettique (Vertical stiffness) représentée en fonction de la fréquence de saut (Hopping frequency) en Hertz. Symboles noirs = sauts à hauteur librement choisie ; symboles blancs = saut à hauteur maximales (H_{MAX}). D'après Farley et al. (1991).

On observe donc une relation linéaire entre fréquence de saut et raideur musculo-squelettique. La raideur croît proportionnellement avec la fréquence de sauts imposée.

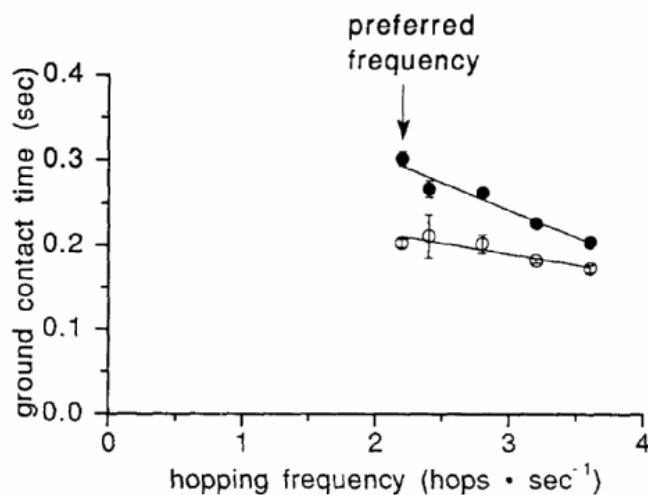


Fig.1.8. Temps de contact au sol (Ground contact time) représenté en fonction de la fréquence de saut. Symboles noirs et symboles blancs = respectivement sauts à hauteur librement choisie et sauts à hauteur maximale (H_{MAX}). D'après Farley et al. (1991).

La fréquence de saut influence évidemment le temps de contact au sol. Lorsque cette dernière augmente, les temps de contact diminuent. La **figure 1.8** montre clairement que l'influence de la fréquence est d'autant plus importante que la hauteur des sauts est élevée.

1.3.4 - Influence de la raideur de la cheville sur la raideur musculo-squelettique

Si au cours de la course, la raideur du membre inférieur est principalement influencée par la raideur du genou (Arampatzis et al., 1999; Kuitunen et al., 2002), lors de sauts verticaux répétés, c'est la raideur de la cheville qui va agir sur ce paramètre (**fig. 1.9**).

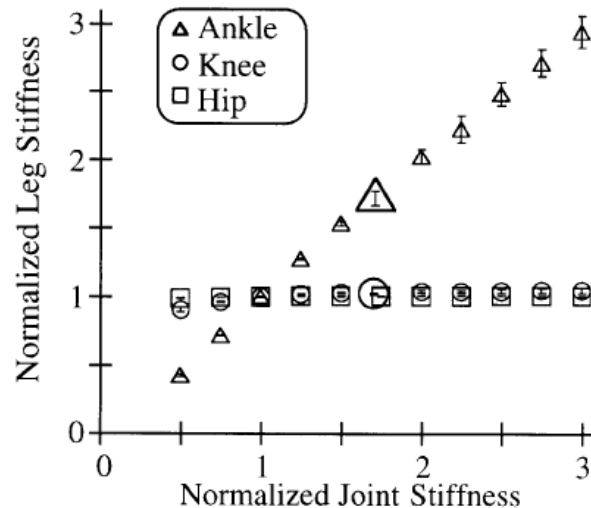


Fig. 1.9. Raideur globale des membres inférieurs représentée en fonction des raideurs articulaires. Les valeurs sont normalisées en fonction du rapport de la raideur simulée et la raideur mesurée au cours de sauts réalisés à fréquence naturelle. Les triangles (ankle, cheville), ronds (knee, genou) et carrés (hip, hanche) représentent les données issues des simulations dans lesquelles les raideurs de chevilles, de genoux et de hanches étaient systématiquement changés tandis que tous les autres paramètres étaient constants. D'après Farley et Morgenroth, 1999.

Pendant une activité pliométrique supérieure à 2, 2 Hz, la raideur des membres inférieurs est très sensible aux changements de raideur de la cheville. Au contraire, elle est relativement insensible aux changements de raideur du genou et de la hanche. Cela indique que les modifications de raideur de la cheville, observés chez les sujets, apparaissent comme le meilleur mécanisme pour ajuster la raideur des membres inférieurs.

1.4 - Effet de l'entraînement sur l'élasticité de la cheville

Ces dernières années, plusieurs auteurs ont étudié les adaptations des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux suite à différents types d'entraînement soumettant les muscles à des cycles étirement-raccourcissement (SSC).

Différents modes d'adaptations ont pu être observés en fonction de la structure analysée et/ou du type d'exercice imposé durant les périodes d'entraînement.

Par exemple [Pousson et al. \(1995\)](#) ont observés après cinq semaines d'entraînement pliométrique une augmentation de la raideur du système musculo-tendineux du triceps surae associé à une amélioration de performance dans divers exercices de type SSC (*counter movement jump* et *drop jump*).

De la même manière, [Spurrs et al. \(2003\)](#), obtiennent une augmentation de la raideur musculo-tendineuse mesurée après six semaines d'entraînement pliométrique, en utilisant une technique d'oscillations amorties. A l'inverse, [Cornu et al. \(1997\)](#), qui ont analysé les effets d'un entraînement pliométrique sur la raideur musculo-articulaire de manière globale (méthode de perturbations sinusoïdales), ont observé une diminution de la raideur.

Ces différentes adaptations ont également été recensées dans la littérature chez des athlètes confirmés en fonction de leurs pratiques sportives.

Par exemple, on constate une raideur du tendon du vastus lateralis supérieure chez des coureurs de fond ([Kubo et al., 2000a](#)). Aucun changement de ce paramètre n'est observé chez des sprinters de haut niveau ([Kubo et al., 2000b](#)). De plus, en mesurant la raideur dans des conditions de saut, et en comparant les valeurs entre plusieurs athlètes de haut niveau provenant de différentes pratiques sportives, des profils ont pu être déterminés selon les catégories de sports ([Laffaye et al., 2005](#)).

1.5 - Influence de la raideur sur la performance lors de SSC

Chez l'homme, il existe des contradictions concernant les effets de l'élasticité de la CES sur la raideur musculo-squelettique et/ou sur la performance.

En effet il semble que les relations entre ces variables dépendent étroitement des structures anatomiques et du type d'exercices concernés.

D'une part, [Kubo et al. \(1999\)](#) qui quantifient les propriétés élastiques de la structure tendineuse *in vivo* en utilisant une technique par ultrasons, observent que la raideur du tendon du vastus lateralis est inversement corrélée à la différence entre les hauteurs maximales mesurées et les sauts verticaux réalisés avec (*countermovement jump, CMJ*) et sans (*squat jump, SJ*) contre-mouvement. [Walshe et Wilson \(1997\)](#) obtiennent le même type de résultat en utilisant une technique d'oscillations amorties afin d'estimer la raideur des membres inférieurs de façon globale. Dans cette étude, le groupe présentant les valeurs de raideur les plus élevées montrent des performances inférieures au groupe compliant lors de *drops jumps (DJ, sauts en contre-haut)*.

De même, [Bobbert \(2001\)](#) qui utilise un modèle de simulation ([Van Soest et al., 1993](#)), aboutit à la conclusion que pour les fléchisseurs plantaires, un tendon plus compliant permet d'améliorer les performances en *squat jump (SJ)*.

D'autre part, d'autres études montrent que la raideur musculo-tendineuse est positivement corrélée à une amélioration de la performance.

[Bojsen-Moller et al. \(2005\)](#) par exemple, ont récemment montré une corrélation positive entre la raideur du tendon du vastus lateralis et la performance en *CMJ* chez des sportifs de haut niveau. Les auteurs expliquent ces résultats contradictoires avec ceux de [Kubo et al. \(1999\)](#) en terme de niveau de pratique des sportifs étudiés.

Précédemment, une telle relation positive entre la raideur et la performance lors d'exercices de type *SSC* avait été reportée.

[Farley et Morgenroth \(1999\)](#), qui caractérisent aussi bien le système musculo-squelettique global que la raideur articulaire des membres inférieurs lors de sauts verticaux, démontraient clairement que plus les hauteurs atteintes étaient hautes, plus le système musculo-squelettique était raide.

Enfin d'autres études indiquent que la contribution de la compliance musculo-tendineuse sur la performance en saut est négligeable ([Anderson et Pandy, 1993](#) ; [Voigt et al., 1995](#)).

1.6 - Hypothèses de l'étude

Au vu des données de la littérature concernant les propriétés élastiques intrinsèques et musculo-squelettiques ainsi que leur adaptation à l'hyperactivité, nous émettons les hypothèses suivantes:

1.6.1 - Raideurs intrinsèques

- *Hypothèse 1 :*

La population de pongistes élités présente une raideur musculo-tendineuse supérieure au groupe témoin.

- *Hypothèse 2:*

La raideur des structures musculo-articulaires actives est semblable chez les pongistes de haut niveau et les sujets contrôles.

- *Hypothèse 3:*

La raideur des structures musculo-articulaires passives est inférieure chez les pongistes par rapport aux sujets témoins.

1.6.2 - Raideur musculo-squelettique globale

- *Hypothèse 4:*

La population de pongistes élités présente une raideur musculo-squelettique globale supérieure au groupe témoin

1.6.3 - Relation entre raideurs intrinsèque et musculo-squelettique

- *Hypothèse 5:*

Une corrélation positive et significative existe entre la raideur musculo-tendineuse et la raideur musculo-squelettique

2 - MATERIEL ET METHODES

2.1 - Population

La population comporte 14 pongistes de haut niveau appartenant à l'élite française et 14 sujets appareillés en taille, en masse et en âge à la population de sportifs de haut niveau composant le groupe contrôle.

Leurs caractéristiques sont présentées dans le **tableau 1** :

Tableau 1 : Caractéristiques des groupes pongistes et témoins.

	Age (années)	Masse (kg)	Taille (cm)
Témoins (n=14)	27,93 (\pm 5,6)	71,0 (\pm 8,9)	177,8 (\pm 5,3)
Pongistes (n=14)	23,4 (\pm 5,5)	67,5 (\pm 8,2)	176,2 (\pm 7,4)

2.2 - Matériel

2.2.1 - Ergomètre-cheville

Le dispositif utilisé est un ergomètre cheville, conçu à l'université de Technologie de Compiègne (UTC, UMR CNRS 6600, Biomécanique et Génie Biomédical).

Ce dispositif a deux fonctions principales :

- mobiliser l'articulation de la cheville en flexion plantaire et dorsale suivant différents protocoles,
- détecter, acquérir et stocker divers paramètres mécaniques (couple, position, vitesse).

2.2.1.1 - Tête motrice

La tête motrice (**fig. 2.1**) permet d'imposer des déplacements angulaires cycliques d'amplitude et de vitesse connue à l'articulation de cheville par l'intermédiaire d'un moteur (mégatorque RS 1410). Le capteur de position est un capteur de type optique (IVO GA 230 ± 10 V). Le débattement angulaire s'étend de + 50 à - 20° (signal positif dans le sens de la flexion plantaire) autour de la position de cheville (position pour laquelle l'offset à 0 V peut être ajusté à l'aide d'un potentiomètre).

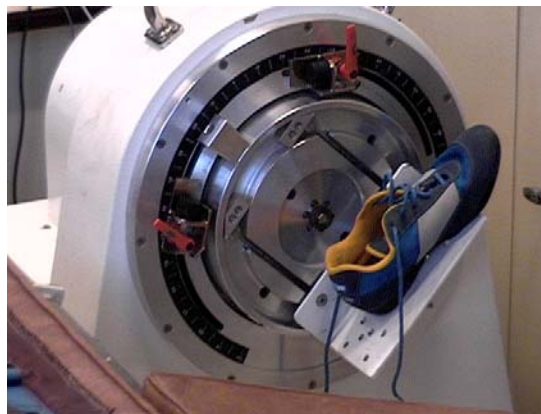


Fig. 2.1 : Face avant de la tête motrice de l'ergomètre-cheville (université de Technologie de Compiègne)

La vitesse est mesurée par deux dispositifs : pour les vitesses angulaires inférieures à 1000° par seconde, un résolveur électromagnétique intégré au moteur est utilisé. Au-delà de cette vitesse, c'est une génératrice tachymétrique qui est employée.

Ces deux capteurs délivrent un signal de ± 10 V.

Le couple est mesuré à l'aide d'un couplemètre dynamique (TME C110B) à jauges de contrainte. Le signal de couple s'étend de +10 V à - 10 V à pleine échelle (200 Nm).

2.2.1.2 - Pilotage et acquisition

Le cœur du système se compose d'un moteur qui est contrôlé par une unité de commande spécifique. Cette unité de commande reçoit les consignes d'une carte d'acquisition-commande implantée sur un ordinateur de type PC.

En retour de boucle, les signaux de vitesse, de position et de couple sont recueillis par la carte d'acquisition après avoir été acheminés par une unité de conditionnement externe. Cette unité conditionne les deux signaux de vitesse. Un multiplexage est effectué sur ces deux voies de sorte que suivant le test en cours, l'une ou l'autre vitesse est exploitée. Enfin, les signaux de couple et de position sont acheminés vers un oscilloscope permettant la présentation de la consigne du couple au sujet. Le traitement des données est réalisé en différé à l'aide d'un logiciel de traitement également conçu à l'UTC sous MATLAB 6.5.

2.2.1.3 - Dispositif de maintien du sujet

Il s'agit d'une structure en trois plans articulés (**fig 2.2**). Ces trois plans sont aisément réglables par un système de vérins électriques.

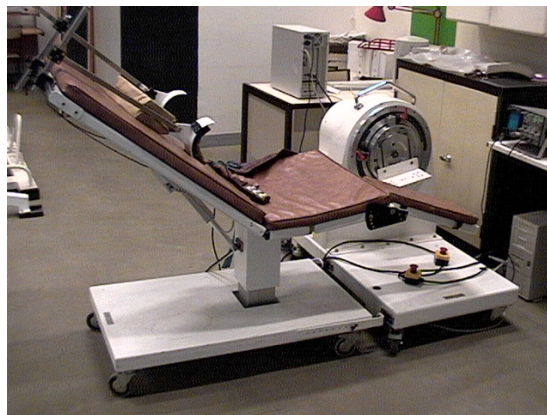


Fig. 2.2 : Dispositif de maintien de l'ergomètre-cheville (université de Technologie de Compiègne)

Sur le moteur, est disposé un pédalier permettant des mouvements de flexion plantaire et de flexion dorsale. Le système de contention est une chaussure de sport à semelle rigide, fixée par trois points d'ancrage au pédalier. Les sangles placées autour de la chaussure ont pour objet de diminuer au maximum la compliance due au système de contention (**fig. 2.1**).

2.2.2 - Plate-forme de force

Afin de mesurer les différents paramètres lors des rebonds pliométriques, une plate-forme de force de type Kistler (modèle 9281A11, 8 voies) est utilisée. La composante verticale de la force de réaction du sol (F_z) est acquise à l'aide d'une carte d'acquisition (type ATMIO16, National instrument) pilotée par le logiciel Daqware.

La fréquence d'échantillonnage du signal F_z est réglée à 1000Hz. Les données recueillies par ce système sont traitées en différé à l'aide du logiciel Origin 6.1.

2.3 - Protocole

2.3.1 - Mesures ergométriques

Les sujets dans une position standard sur le siège du dispositif, l'articulation de la hanche est fixée à 80° grâce au dossier réglable et la cuisse sanglée de manière à ce que l'articulation du genou soit maintenu à 70° . Après avoir déterminé la position neutre du complexe articulaire de la cheville (0°), les positions des butées électroniques sont enregistrées afin de ne pas dépasser les amplitudes anatomiques (amplitudes maximales de flexion dorsale et de flexion plantaire).

2.3.1.1 - Détermination du Couple Maximal Volontaire (C.M.V)

Le pied bloqué en position neutre de cheville, la consigne est donnée au sujet de réaliser un effort maximal de flexion plantaire et de stabiliser la force pendant un temps minimum de 3 secondes. Trois essais sont réalisés, le meilleur étant considéré comme le C.M.V.

2.3.1.2 - Test du Quick-release

La consigne donnée au sujet est d'exercer une flexion plantaire de cheville à un certain niveau du C.M.V mesuré précédemment. L'état de contraction stabilisé au niveau de couple sous-maximal requis, l'expérimentateur déclenche la libération du moteur et provoque une variation rapide de tension en débloquant le bras de levier du dispositif mobile. Ce test effectué à 25, 50 et 70 % du C.M.V, est réalisé trois fois à chaque niveau de couple

2.3.1.3 - Perturbations sinusoïdales

Le sujet est placé dans une position identique au test précédent. Le moteur de l'ergomètre impose des perturbations de 3° ($\pm 1,5$) d'amplitude autour de la position neutre la cheville. Celles-ci sont imposées aux huit fréquences discrètes de 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12 et 16 Hz de façon aléatoire. Ce protocole s'effectue lorsque le sujet effectue une contraction des fléchisseurs plantaires égale à 25, 50, ou 70 % du C.M.V mesuré en début d'expérimentation. Des fréquences de 4, 6, 8, 10 et 16 Hz sont imposées de manière passive (sans contraction préalable). Chaque essai (un seul par fréquence et par niveau de contraction) s'effectue à une fréquence constante pendant une durée de 4 secondes.

2.3.2 - Tests pliométriques

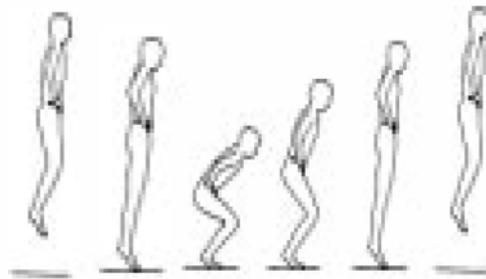


Fig. 2.3 : Représentation du type de sauts pliométriques imposés à des fréquences de 2 à 3,5 Hz.

Le test des rebonds consiste en une suite des sauts verticaux (mains sur les hanches) réalisés à 4 fréquences imposées à 2,25, 2,5, 3 et 3,5 Hz. La consigne donnée au sujet est de réaliser les sauts le plus haut possible tout en respectant la contrainte fréquentielle. Les sujets réalisent également des sauts en vue d'une performance maximale en hauteur (fréquence librement "choisie").

2.4 - Traitement des données

2.4.1 - Tests ergométriques

2.4.1.1 - Test du Quick-release

L'expérimentateur détermine tout d'abord l'instant de libération du pédalier à partir du signal de vitesse. Puis de manière automatisée sont calculés :

- le signal d'accélération angulaire (θ''), par dérivation du signal de vitesse préalablement lissé dans une plage de 100 millisecondes,
- la variation d'accélération angulaire ($\Delta \theta''$) et la variation de position angulaire ($\Delta \theta$), dans une plage de 20 millisecondes après le pic accélérométrique,
- le rapport $\Delta \theta'' / \Delta \theta$,
- le couple isométrique maintenu avant l'instant de libération (C_{iso})

La raideur musculo-tendineuse (K_{MT}) est obtenue en multipliant le rapport entre $\Delta \theta''$ et $\Delta \theta$ par la valeur d'inertie (I) correspondante :

$$K_{MT} = \Delta \theta'' / \Delta \theta \cdot I.$$

En vertu de la relation fondamentale de la dynamique ($C = I \cdot \theta''$, où C est le couple), une expression classique de la raideur est alors obtenue :

$$K_{MT} = \Delta C / \Delta \theta.$$

On notera cependant que dans l'équation

$$K_{MT} = \Delta \theta'' / \Delta \theta \cdot I,$$

I est supposée avoir une valeur constante. Ceci est vérifié en considérant les données obtenues lors de la transition entre les phases statiques et dynamiques. A cet instant (où l'accélération est maximale), le couple statique (C_{iso}) est égal au couple dynamique et donc

$$I = C_{iso} / \theta''_{max}$$

La pente de la relation linéaire entre la raideur musculo-tendineuse (K_{MT} en $Nm \cdot rad^{-1}$) et le couple (C en Nm) permet d'obtenir un index de raideur musculo-tendineuse (IR_{MT} en rad^{-1}).

2.4.1.2 - Perturbations sinusoïdales

Le logiciel de traitement comprend deux modules qui permettent d'exploiter les données acquises lors des tests de perturbations sinusoïdales :

Le premier module permet de filtrer les signaux de couple et de position angulaire afin d'éliminer les non-linéarités du système. Les premières étapes du traitement permettent d'obtenir un signal de couple dont l'unique fréquence correspond à la fréquence de perturbation imposée:

- calcul de la Transformée de Fourier (FFT) des deux signaux mécaniques,
- conservation du pic de fréquence (par remise à 0 des autres points),
- recombinaison des signaux par une FFT inverse.

Ce module permet également de calculer :

- le rapport d'amplitude à partir duquel le gain de compliance (en dB) est obtenu,
- le déphasage des signaux de couple et de position angulaire (φ , en degré)
- le couple moyen développé par le sujet.

Ces différentes étapes sont réalisées pour chaque fréquence imposée lors du test.

Le second module a pour objet de relier les données expérimentales: le gain de compliance et la phase sont représentés en fonction de la fréquence (diagrammes de Bode, **fig. 3.3**) après correction du comportement de l'ensemble moteur-pédalier-chaussure. Une fonction de transfert de deuxième ordre est alors ajustée. Les paramètres de raideur (K), de viscosité (B) et d'inertie (I) du système musculo-articulaire de la cheville sont alors obtenus ainsi que le coefficient de corrélation de l'ajustement.

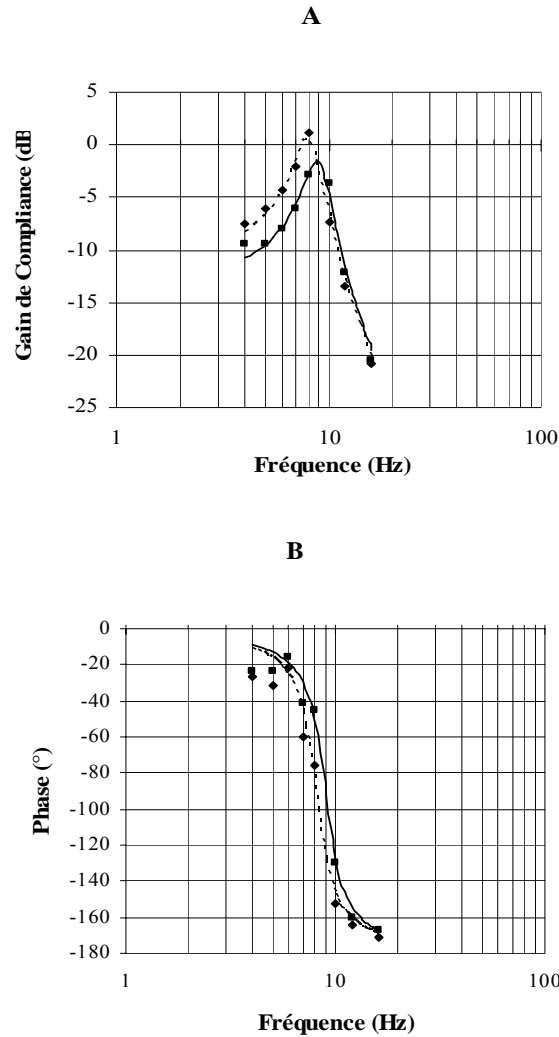


Fig. 3.3: Exemple typique de diagrammes de gain (A) et de phase (B) du système musculo-articulaire. Les données sont obtenues chez un sujet témoin. Les ajustements par une fonction de second ordre sont représentés respectivement en pointillés et en continu pour des niveaux de contractions de 25 et 50 % du CMV.

Ces paramètres sont obtenus dans des conditions passives et actives. Comme décrit dans des études antérieures (Cornu et al., 1997 ; Lambertz et al. 2001), la pente de la relation entre la raideur musculo-articulaire de la cheville (K_{MA} en $Nm \cdot rad^{-1}$) et le couple (C en Nm) :

$$K_{MA} = a \cdot C + b$$

permet d'obtenir un index de raideur musculo-articulaire (IR_{MA} en rad^{-1}). La raideur musculo-articulaire passive K_P en ($Nm \cdot rad^{-1}$) est également analysée.

2.4.2 - Tests pliométriques

L'accélération verticale (a_{GZ}) du centre de gravité du sujet est déterminée, en vertu de la relation fondamentale de la dynamique, à partir de la composante verticale (F_z , en N) de la force de réaction au sol.

La position (P_{GZ}) du centre de gravité est déterminée par double intégration du signal d'accélération.

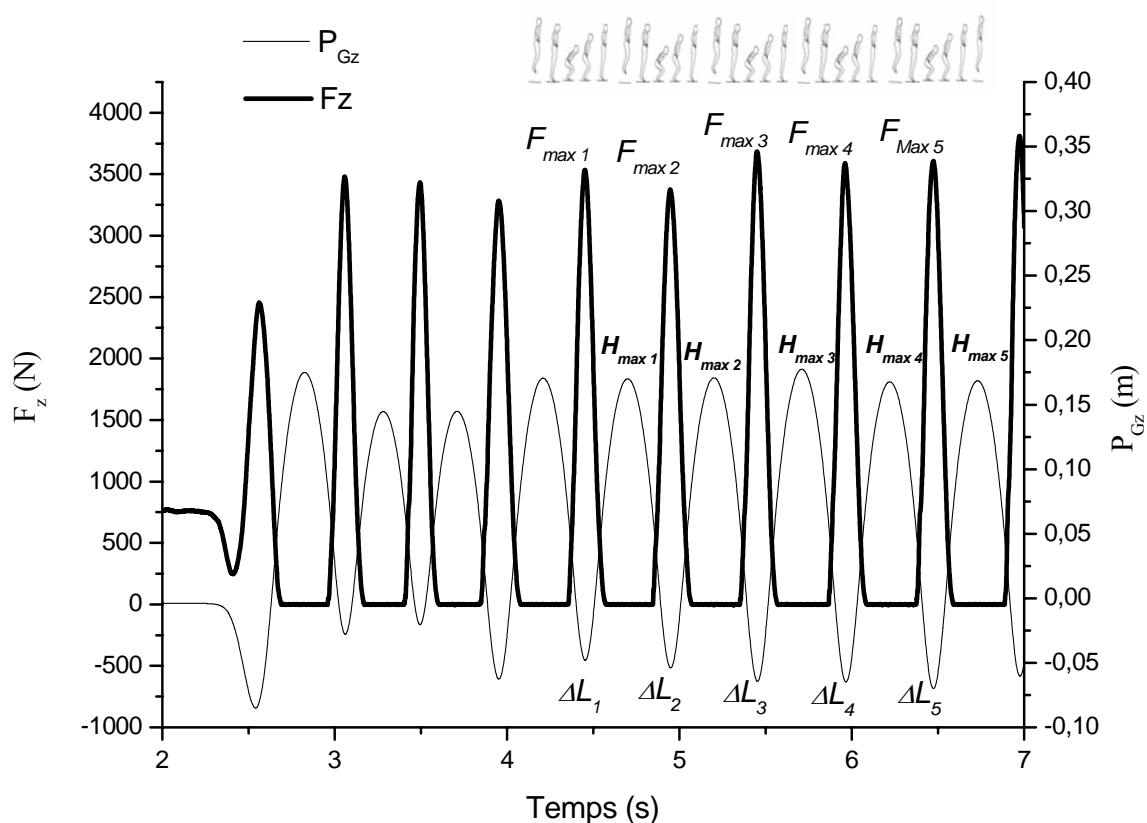


Fig. 3.4 : Exemple typique (sujet pongiste, fréquence imposée: 2 Hz) de déroulé temporel de la force verticale (F_z , en N ; trait épais) et de la position du centre de gravité (P_{Gz} , en m, trait fin) calculée à partir de ce signal de force lors du test de rebonds. La raideur globale (K_{MS} en $N.m^{-1}$) est calculée par le rapport entre le pic de force (F_{max1} , F_{max2} , etc.) et le déplacement maximum du centre de gravité lors des phases de contact au sol (ΔL_1 , ΔL_2 , etc.). La fenêtre temporelle d'analyse est réalisée sur 5 sauts jugés les plus stables en termes de fréquence (ici 2 sauts par seconde), de pics de force, d'abaissement du centre de gravité et de hauteur maximale atteinte pendant le saut subséquent (H_{MAX} , en m).

La raideur globale (K_{MS}) est obtenue en modélisant le système musculo-squelettique par un système masse-ressort. Elle est calculée à partir du rapport entre le pic de force (F_{max}) et le

déplacement maximum du centre de gravité pendant les phases de contact au sol (ΔL). F_{\max} et ΔL représentent les moyennes des cinq valeurs obtenues lors des phases de contact au sol les plus stables en termes de fréquence, de pics de force, d'abaissement du centre de gravité et de hauteur maximale atteinte pendant le saut subséquent. La moyenne des hauteurs maximales des sauts consécutifs à ces phases de contact au sol est également calculée (H_{\max}).

Trois paramètres de raideur musculo-squelettique sont retenus:

- 1- L'index IR_{MS} (en $N.m^{-1}.Hz^{-1}$) correspond à la pente de la relation linéaire K_{MS} -fréquence. Elle représente la raideur musculo-squelettique globale indépendante de la fréquence de saut.
- 2- $K_{MS\ 3Hz}$ correspond à la raideur des sujets lorsqu'une fréquence élevée (3 sauts par secondes) est imposée. Au vu de la relation linéaire et positive entre la raideur et la fréquence de sauts, $K_{MS\ 3Hz}$ permettra de déterminer si des différences entre les deux groupes existent lorsqu'une raideur importante est requise.
- 3- $K_{MS\ H_{\max}}$ représente la raideur musculo-squelettique mesurée lors des rebonds réalisés en vue d'une performance en hauteur maximale, la fréquence étant librement "choisie" par les sujets.

2.5 - Traitements statistiques

Les comparaisons entre les sujets témoins et les pongistes ont été réalisées avec le test statistique paramétrique du T de Student à partir du logiciel Statview. Une analyse de régression est utilisée pour déterminer la relation entre les différentes variables.

Pour chaque groupe, les données sont présentées par les moyennes et les écart-types.

Le seuil de probabilité est fixé pour chaque test à 0,05.

3 - RESULTATS

3.1 - Mesures ergométriques

3.1.1 - Couple Maximal volontaire

La **figure 3.1** présente les valeurs moyennes (\pm écart-type) des couples maximaux volontaires (CMV, en Nm) de flexion plantaire pour les groupes de sujets témoins et de pongistes. Les CMV moyens sont de 87,8 (\pm 18,9) Nm pour le groupe témoin et 84,9 (\pm 15,3) Nm pour le groupe pongiste. La différence n'est pas significative ($P > 0,05$).

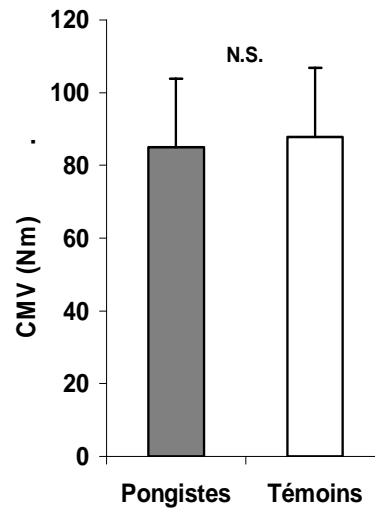


Fig. 3.1: Valeurs moyennes (\pm écart-type) du Couple Maximal Volontaire (CMV, en Nm) de flexion plantaire pour le groupe pongiste et le groupe témoin. N.S.: différence non significative ($P>0,05$).

3.1.2 - Indice de raideur musculo-tendineuse

La **figure 3.2** représente un exemple typique de relation entre la raideur musculo-tendineuse (K_{MT} , en $Nm.Rad^{-1}$) et le couple (C , en Nm) calculée à partir de la méthode du *quick-release*.

Les valeurs moyennes (\pm écart-type) de l'index de raideur musculo-tendineuse (IR_{MT} , en rad^{-1}) sont quasi-similaires pour les deux groupes (différence non significative, $P>0,05$). Elles sont en effet égales à $2,84 (\pm 1,42) rad^{-1}$ chez les témoins et $2,83 (\pm 1,11) rad^{-1}$ chez les pongistes élités (**fig. 3.3A**).

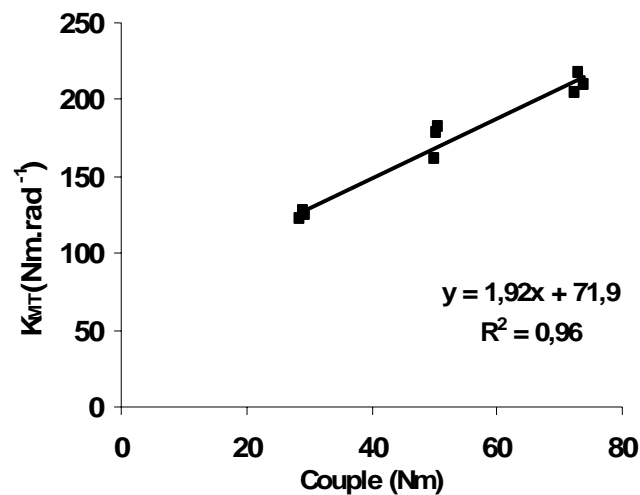


Fig. 3.2: Exemple représentatif, chez un sujet témoin, de la relation entre la raideur musculo-tendineuse (K_{MT} , en Nm.Rad⁻¹) et le couple (C, en Nm) issue des mesures acquises lors du test de quick release.

Afin de caractériser ce paramètre de manière globale pour chaque population, les données individuelles sont représentées sur le même graphe. Les relations linéaires entre la raideur musculo-tendineuse (K_{MT} , en Nm.Rad⁻¹) et le couple (C, en Nm) sont établies pour chaque groupe de sujets. Comme le montre la **figure 3.3B**, les relations globales sont très proches pour les 2 populations : les valeurs d' IR_{MT} sont de 2,11 rad⁻¹ pour le groupe témoin et 2,28 rad⁻¹ pour le groupe de pongistes élités.

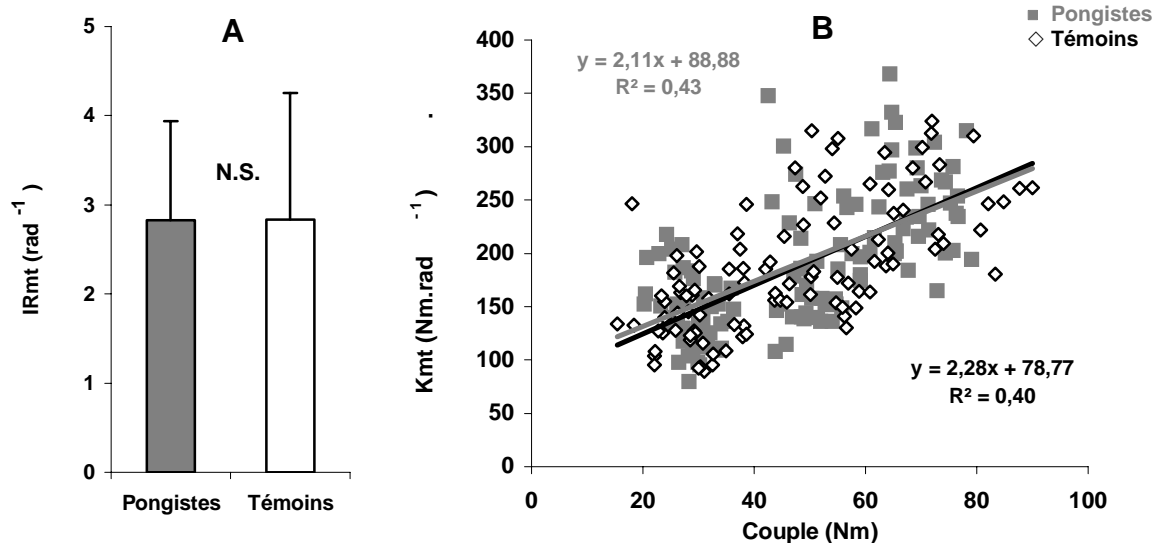


Fig. 3.3 : A: Valeurs moyennes (\pm écart-type) de l'index de raideur musculo-tendineuse (IR_{MT}) calculé à partir des relations individuelles entre la raideur K_{MT} ($Nm \cdot rad^{-1}$) et le couple C (Nm) chez les pongistes élités et les sujets témoins. N.S. : différence non significative; B: Relations entre la raideur musculo-tendineuse (K_{MT}) et le couple (Nm) pour les pongistes (\blacksquare) et les sujets témoins (\diamond).

3.1.3 - Indice de raideur musculo-articulaire

Un exemple typique de relation entre la raideur musculo-articulaire (K_{MA} , en $Nm \cdot Rad^{-1}$) et le couple (C , en Nm) calculée à partir de la méthode des perturbation sinusoïdales est représenté sur la **figure 3.4**. Les coefficients de détermination R^2 des relations individuelles s'échelonnent de 0,83 à 0,99 (moyenne : 0,94) pour les pongistes et de à 0,77 à 0,99 (moyenne 91,2) pour les sujets témoins.

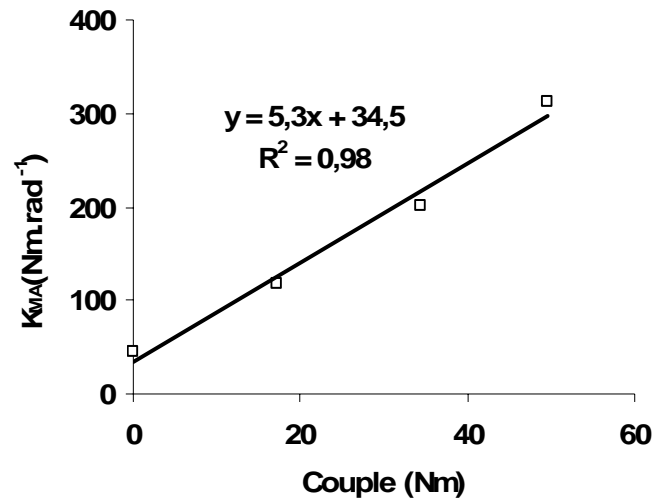


Fig. 3.4: Exemple représentatif, chez un sujet témoin, de la relation entre la raideur musculo-articulaire (K_{MA} , en Nm.Rad⁻¹) et le couple (C , en Nm) issue des mesures acquise lors du test de perturbations sinusoïdales.

La **figure 3.4A** présente les valeurs moyennes de l'index de raideur musculo-articulaire (IR_{MA} , rad⁻¹). Les IR_{MA} moyens sont de $5,25 (\pm 1,31)$ rad⁻¹ pour le groupe témoin et de $4,89 (\pm 1,36)$ rad⁻¹ pour les pongistes élités. La comparaison entre les deux groupes ne montre pas de différence significative ($P > 0,05$). De même que pour le paramètre IR_{MT} , afin de caractériser ce paramètre de manière globale pour chaque population, les données individuelles d' IR_{MA} sont représentées sur le même graphe et les relations linéaires sont établies pour chaque groupe de sujets (**fig. 3.4B**).

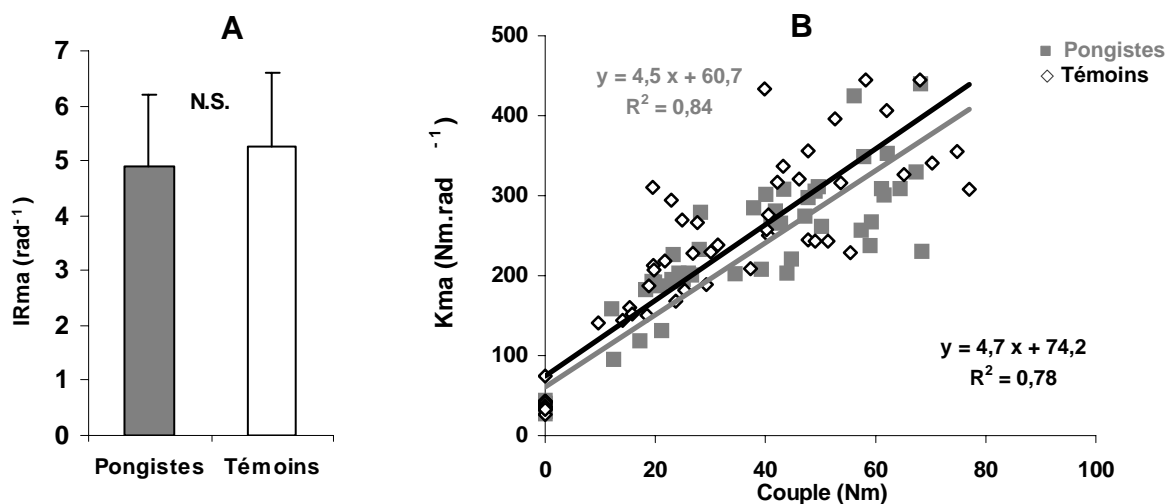


Fig. 3.5 : A: Valeurs moyennes (\pm écart-type) de l'index de raideur musculo-articulaire (IR_{MA}) calculé à partir des relations individuelles entre la raideur K_{MT} ($Nm \cdot rad^{-1}$) et le couple C (Nm) chez les pongistes élités et les sujets témoins. N.S. : différence non significative; B: Relations entre la raideur musculo-articulaire (K_{MA}) et le couple (Nm) pour les pongistes (\blacksquare) et les sujets témoins (\diamond).

Calculées de manière globale, les valeurs d'index de raideur musculo-articulaire IR_{MA} (pente de la relation) sont de $4,73 \text{ rad}^{-1}$ pour le groupe témoin et $4,51 \text{ rad}^{-1}$ pour le groupe de pongistes élités.

3.1.4 - Raideur passive

La **figure 3.5** présente les valeurs moyennes de raideur passive (K_P) calculées à partir de la méthode des perturbations sinusoïdales. Elles sont égales à $39,9 (\pm 11,1) \text{ Nm} \cdot \text{rad}^{-1}$ pour le groupe témoin et $35,7 (\pm 5,0) \text{ Nm} \cdot \text{rad}^{-1}$ pour les pongistes élités. La différence entre les deux groupes n'est pas significative ($P > 0,05$).

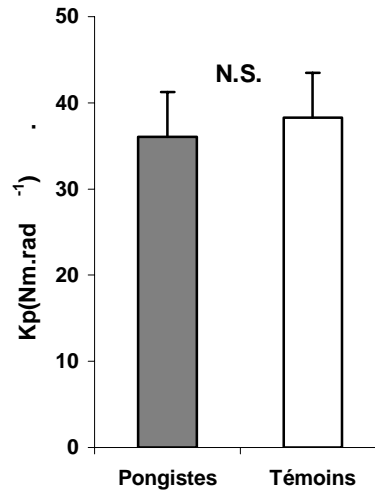


Fig. 3.6 : Valeurs moyennes (\pm écart type) de la raideur musculo-articulaire passive (K_p) mesurée lors des tests de perturbations sinusoïdales chez les pongistes élités et les sujets témoins. N.S. : différence non significative.

3.2 - Tests pliométriques

3.2.1 - Index de raideur musculo-squelettique (IR_{MS})

La **figure 3.7** présente un exemple typique de relation entre la raideur musculo-squelettique et la fréquence de sauts.

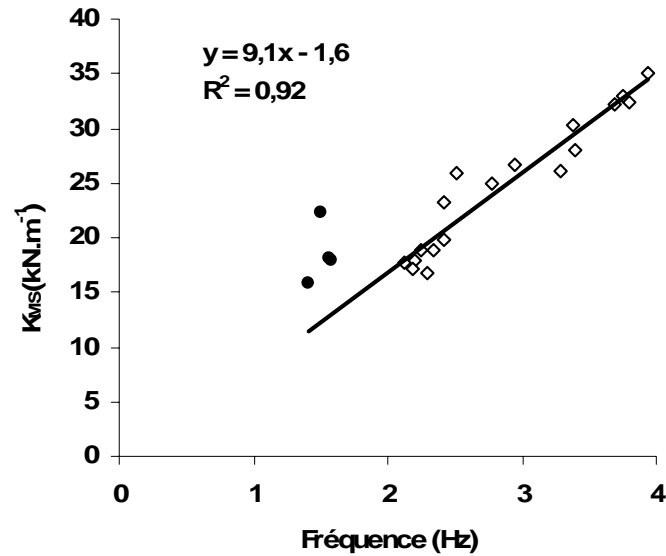


Fig. 3.7 : Exemple représentatif de la relation entre la raideur musculo-squelettique (K_{MS} , en N.m^{-1}) et la fréquence de saut (en Hz). L'index de raideur musculo-squelettique IR_{MS} (pente de la relation K_{MS} – fréquence) est calculé uniquement à partir des sauts à fréquence imposée (◇). La raideur mesurée lors des rebonds réalisés en vue d'une performance maximale en hauteur est représentée à titre indicatif (●).

Les coefficients de détermination R^2 des relations entre K_{MS} et la fréquence imposée sont en moyenne de 0,92 pour les pongistes et 0,89 pour les sujets témoins. Les valeurs moyennes d' IR_{MS} sont représentées sur la **figure 3.8**. Elles sont égales à $10,5 (\pm 2,6)$ et $10,6 (\pm 3,0)$ $\text{kN.m}^{-1}.\text{Hz}^{-1}$ respectivement pour les pongistes et les témoins. On n'observe pas de différences significatives entre ces valeurs ($P > 0,05$).

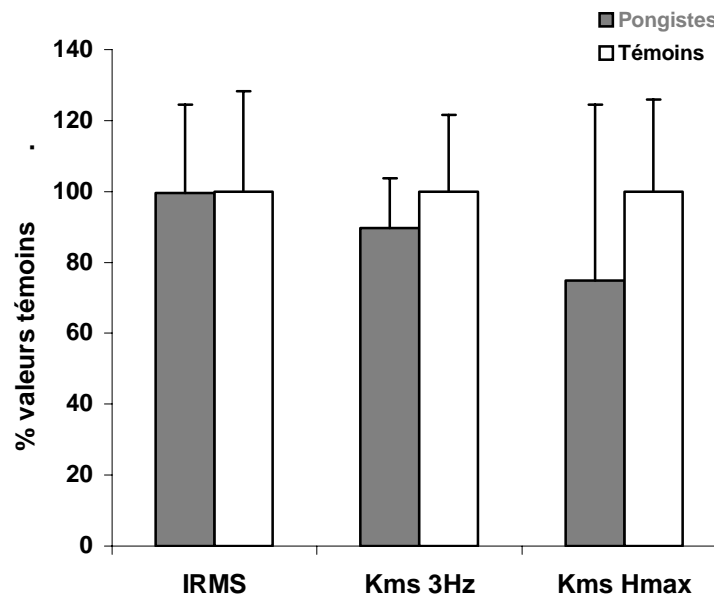


Fig. 3.8 : Valeurs de l'index de raideur musculo-squelettique (IR_{MS}), de la raideur mesurée à la fréquence 3Hz ($K_{MS\ 3Hz}$) et de la raideur mesurée lors des sauts exécutés à hauteur maximales ($K_{MS\ Hmax}$) chez les pongistes (■) et les témoins (□). Dans un but illustratif et afin d'homogénéiser les échelles, les données sont exprimées ici en fonction des moyennes calculées chez les sujets témoins. Les calculs statistiques ont cependant été réalisés à partir des valeurs brutes décrites dans le texte.

3.2.2 - Raideur associée à la fréquence 3Hz

Afin de cibler le comportement mécanique lorsqu'une haute fréquence de saut était imposée, les résultats obtenus à la fréquence 3Hz ont été analysés de isolément.

Les valeurs sont respectivement de 29,9 ($\pm 4,2$) kN.m^{-1} pour les pongistes et de 33,3 ($\pm 7,2$) kN.m^{-1} pour les témoins (différence non significative, $P > 0,05$).

3.2.3 - Raideur associée à H_{MAX}

Nous avons également cherché à connaître le comportement de la raideur lorsque les sujets cherchait à atteindre une hauteur maximale lors des sauts verticaux.

Pour les pongistes, les valeurs de raideurs sont de 15,2 ($\pm 7,6$) et pour les témoins elles sont de 20,4 ($\pm 5,3$). On n'observe pas de différence significative entre ces valeurs ($P > 0,05$).

3.2.4 - Performances

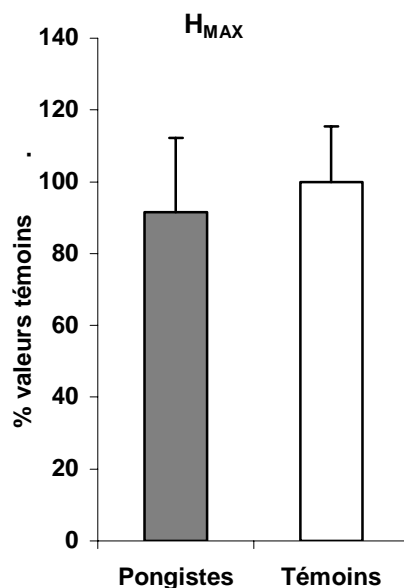


Fig. 3.9 : Valeurs de hauteurs maximale (H_{MAX}) atteintes lors du test de sauts chez les pongistes (■) et les témoins (□). Comme pour la figure 3.8, les valeurs sont exprimées ici en fonction des moyennes calculées chez les sujets témoins et les calculs statistiques ont été réalisés à partir des valeurs brutes décrites dans le texte.

Les valeurs de hauteurs maximales atteintes lors du test de saut (H_{MAX}) sont représentées sur la **figure 3.9**. Elles sont en moyenne égales à 0,33 cm ($\pm 0,07$) pour la population de pongiste et 0,36 cm ($\pm 0,06$) chez les témoins. La différence n'est pas significative entre les deux groupes ($P > 0,05$).

3.3 - Relations entre les paramètres ergométriques et de sauts

3.3.1 - Relations entre raideurs intrinsèques et globales

Les coefficients de corrélation (R) ainsi que les valeurs de significativité (P) des relations entre les raideurs intrinsèques et globales sont présentées dans le **tableau 2**. Il n'existe aucune relation significative entre IR_{MS} et les propriétés élastiques intrinsèques chez les pongistes.

Chez les témoins, seul IR_{MA} est corrélé à l'index de raideur musculo-squelettique, IR_{MS} ($R=0,95$; $P<0,001$).

Tableau 2 : Présentation des coefficients de corrélation des relations entre les raideurs intrinsèques et l'index de raideur globale mesurées pour les deux populations.

	$IR_{MT} - IR_{MS}$		$IR_{MA} - IR_{MS}$		$K_P - IR_{MS}$	
	R	P	R	P	R	P
Pongistes	- 0,37	0,43	0,69	0,09	0,04	0,93
Témoins	0,42	0,38	0,95	0,0002*	0,10	0,84

3.3.2 - Relations entre IR_{MS} - $K_{MS Hmax}$ et IR_{MS} - H_{max}

Les coefficients de corrélation des relations entre l'index de raideur musculo-squelettique globale et les paramètres mesurés lors des sauts réalisés en vue d'une performance maximale sont présentées dans le **tableau 3**.

Tableau 3 : Présentation des coefficients de corrélation des relations IR_{MS} - $K_{MS Hmax}$ et IR_{MS} - H_{MAX} pour les deux populations.

	$K_{MS Hmax} - IR_{MS}$		$H_{MAX} - IR_{MS}$	
	R	P	R	P
Pongistes	- 0,19	0,78	- 0,17	0,77
Témoins	- 0,78	0,04	0,09	0,88

Aucune relation entre les performances en sauts et la raideur globale n'est significative et ce quelle que soit la population testée.

4 - DISCUSSION

Les principaux résultats de cette étude montrent que les propriétés élastiques intrinsèques de la cheville ne sont pas différentes chez des pongistes élités et chez des sujets témoins. En effet, ni la raideur musculo-tendineuse, ni la raideur musculo-articulaire (active ou passive), ne présentent de modifications chez les sportifs de haut niveau lorsqu'on les compare à une population contrôle ne pratiquant des activités physiques que de manière occasionnelle. De même, les paramètres musculo-squelettiques ne diffèrent pas entre les deux groupes. Enfin, les propriétés élastiques musculo-articulaires intrinsèques semblent davantage influencer la raideur globale lors de sauts verticaux que la raideur spécifiquement musculo-tendineuse.

4.1 - Production de couple en condition isométrique

En ce qui concerne les sujets témoins, les valeurs de couple maximal volontaire (CMV) mesurées dans le cadre de notre étude sont inférieures d'environ 15 % à celles rapportées antérieurement ([Sinkjaer et al., 1994](#) ; [Cornu et al., 1997](#) ; [Lambertz et al., 2001](#)).

Plusieurs facteurs peuvent expliquer cette infériorité. Dans les études citées ci-dessus, la position angulaire du genou est proche de l'extension complète. Dans notre protocole, l'angle a été choisi en fonction d'une position voisine de celle observée durant l'activité de tennis de table (compris entre 90° et 120°). Dans cette position, la contribution à l'effort de flexion plantaire des gastrocnemii, muscles bi-articulaires, est diminuée. Ceci est confirmé par le fait que nos valeurs correspondent aux données de la littérature pour des angles de genou et de cheville équivalents ([Arampatzis et al., 2005](#)).

L'analyse ne montre pas de différence entre les CMV des pongistes de haut niveau et des sujets contrôles. Ce résultat peut s'expliquer en partie par le fait que les couples maximaux

ont été mesurés uniquement en condition isométrique et doit être appréhendé en termes de spécificité de l'adaptation neuromusculaire à l'entraînement. En effet, l'observation des déplacements lors de l'activité de tennis de table permet de supposer que s'il existe des modifications au niveau des propriétés contractiles des fléchisseurs plantaires, elles se manifestent davantage dans les secteurs de grande vitesse (Kanehisa et Miyashita, 1983, Pousson et al., 1999).

4.2 - Propriétés élastiques intrinsèques

4.2.1 - Raideur musculo-tendineuse

Un des principaux résultats de la présente étude est que la population de pongistes ne présente pas une raideur musculo-tendineuse supérieure au groupe témoin. Ainsi, l'hypothèse 1 (cf. chapitre 1.6.1), émise à partir de l'observation des modifications des propriétés élastiques de cette structure avec le type d'entraînement ou le type d'activité sportive pratiquée, est infirmée. Cette hypothèse a été formulée au regard du fait qu'une augmentation de la raideur de la CES implique plusieurs avantages pendant une cycle étirement-raccourcissement. Elle permet une meilleure transmission aux structures squelettiques de la force supplémentaire développée par la composante contractile ce qui, par voie de conséquence, réduit le délai entre étirement et raccourcissement. Ceci a pour effet de favoriser la restitution d'énergie potentielle en minimisant sa dissipation sous forme de chaleur. Au vu de la vitesse élevée des déplacements requis lors de l'activité de tennis de table, une augmentation de raideur musculo-tendineuse semblait donc bénéfique. Elle a d'ailleurs été observée précédemment suite à divers entraînements ou à la pratique de haut niveau de différentes activités sportives. Par exemple, Pousson et al. (1995) et Spurrs et al. (2003) observent une augmentation de la raideur musculo-tendineuse après une période d'entraînement de type pliométrique. Ces auteurs attribuent ces modifications à la fraction passive de la C.E.S, résidant principalement dans les structures tendineuses. Plus récemment, à l'aide de l'ergomètre utilisé dans le cadre de la présente étude, nous avons observé une augmentation de la raideur musculo-tendineuse chez des sauteurs et triple-sauteurs élités (Rabita et al., étude soumise à publication) ainsi que chez des gymnastes spécialistes d'aérobic sportive (Rabita et al. 2006). Les différences entre les résultats obtenus dans la présente étude et celles citées ci-dessus peuvent être liées aux diverses contraintes imposées à l'articulation

de la cheville. En effet, le membre inférieur des athlètes pratiquant une activité de saut supportent des contraintes importantes. Les niveau de force au sol peuvent atteindre par exemple plus de quinze fois le poids du corps lors d'un triple saut (Perttunen et al., 2000). Lors des déplacements de tennis de table, il est évident qu'elles sont beaucoup plus faibles. Ainsi, le fait que les cycles étirement-raccourcissement soient sollicités dans une moindre mesure durant l'activité de tennis de table pourrait expliquer en partie que la raideur musculo-tendineuse ne soit pas modifiée chez les pongistes de haut niveau.

4.2.2 - Raideur musculo-articulaire

Qu'il s'agisse de la raideur musculo-articulaire mesurée dans des conditions actives (IR_{MA} , Toft et al., 1991; Hunter et Kearney, 1982) ou passives (K_P , Detrembleur et al. 2000; Lambertz et al. 2001), les valeurs obtenues dans notre expérimentation sont cohérentes avec les données antérieures.

Pour l'index de raideur musculo-articulaire (IR_{MA}), aucune différence n'est observée entre les pongistes et les sujets témoins. L'hypothèse concernant la raideur musculo-articulaire active (hyp. 2, cf. chapitre 1.6) est donc confirmée. IR_{MA} correspond à un index de raideur de l'articulation de la cheville plus global que l'index de raideur musculo-tendineuse. Ce paramètre est censé représenter à la fois l'effet de la raideur musculo-tendineuse (IR_{MT}) et de la raideur des structures passives péri-articulaires (ligaments, peau, etc.). Or, en ce qui concerne la raideur musculo-articulaire passive (K_P), à la différence de ce qui a été envisagé (cf. hypothèse 3, chapitre 1.6), les valeurs du groupe de pongistes élités ne sont pas significativement inférieures à celles des sujets témoins. L'hypothèse d'une diminution de K_P chez les pongistes a été émise à partir de l'hypothèse d'une augmentation d' IR_{MT} chez ces sportifs. En effet, diverses études montrent que les structures articulaires passives s'adaptent aux modifications de la raideur musculo-tendineuse (Lambertz et al., 2001, Ochala et al., 2004). Cependant, si ces observations ont été confirmées chez des coureurs de fond (observations non publiées), il n'existe à l'heure actuelle aucun véritable argument expliquant les mécanismes physiologiques sous-jacents. Quoiqu'il en soit, l'adaptation des structures passives pourraient intervenir dans le but de maintenir la raideur articulaire globale constante malgré des modifications de la raideur musculo-tendineuse (Lambertz et al., 2001). De ce point de vue, l'absence de différence d' IR_{MA} entre les deux groupes n'est pas surprenante puisque ni IR_{MT} ni K_P ne sont modifiés chez les pongistes élités.

4.3 - Propriétés musculo-squelettiques globales et performances associées

A l'instar de ce qui est observé pour l'élasticité intrinsèque, aucune différence entre les paramètres de raideur musculo-squelettique des pongistes et des témoins n'est significative et ce, qu'il s'agisse des tests réalisés à fréquence imposée (IR_{MS} et $K_{MS\ 3Hz}$) ou non ($K_{MS\ Hmax}$). Ainsi, l'hypothèse 4 (cf. chapitre 1.6) n'est pas confirmée.

Dans une étude antérieure (Rabita et al., étude soumise à publication), nous avons montré, chez des sauteurs en longueur et triple-sauteurs de haut niveau, un effet limité de l'élasticité musculo-tendineuse sur la raideur musculo-squelettique. Ces athlètes présentaient effectivement à la fois des raideurs intrinsèques et globales supérieures aux sujets sédentaires, mais aucune corrélation n'était constatée entre ces deux types de raideur. Par ailleurs, lors des sauts pliométriques, nous avons montré que les sauteurs les plus performants étaient aussi ceux qui étaient les plus compliants lors des performances maximales. Ce résultat a également été observé chez une population de gymnastes aérobics (Rabita et al., 2006). Le fait que les fréquences n'étaient pas imposées leur permettait d'adopter différentes stratégies, notamment dans le choix de l'abaissement du centre de gravité. Dans la présente étude, $K_{MS\ Hmax}$, la raideur associée aux sauts réalisés en vue d'une performance en hauteur maximale sans fréquence imposée, est mesurée dans des conditions identiques à l'étude précédemment citée. Le fait qu'il n'y ait pas de différence entre les pongistes et les témoins semble confirmer l'étude de Laffaye et al., (2005) qui montre que la raideur musculo-squelettique globale lors de sauts pliométriques maximaux est dépendante de l'activité sportive pratiquée.

Le paramètre IR_{MS} tient compte de l'évolution de la raideur en fonction des fréquences de sauts imposées afin de limiter l'impact des stratégies neuromusculaires utilisées par les sujets. En effet, en imposant la fréquence des rebonds, le temps de contact au sol et l'abaissement du centre de gravité, sont indirectement contrôlés. L'analyse des résultats montre que la pratique intensive du tennis de table n'a pas d'influence sur cet index de raideur musculo-squelettique. Ainsi, il est possible que contrairement à l'adaptation des propriétés élastiques intrinsèques, très sensibles à l'hypo- ou l'hyperactivité musculaire (Cornu et al., 1997; Kubo et al., 2000a), la raideur musculo-squelettique globale ne varie pas en fonction de la sollicitation musculo-tendineuse quotidienne. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a tenté d'analyser les effets d'une pratique sportive intensive ou de différents types d'entraînements sur ce paramètre. En l'absence d'éléments de comparaison, d'autres investigations doivent être

entreprises, notamment chez des sportifs qui, à la différence des pongistes testés dans le cadre de notre étude, présenteraient des modifications d' IR_{MT} , d' IR_{MA} et/ou de $K_{MS Hmax}$.

Pour conclure le chapitre relatif aux propriétés musculo-squelettiques globales, les valeurs du paramètre $K_{MS 3Hz}$ ne présentent pas de différence entre les deux groupes. Les hypothèses de départ, basées sur le fait que ces pongistes élités, au regard des sollicitations neuromusculaires au cours de leur activité, étaient justement en mesure d'exprimer des valeurs de raideur supérieures, ne sont donc pas validées. Ce résultat n'est finalement pas surprenant au regard du fait que la raideur-tendineuse intrinsèque est inchangée chez les sportifs de haut niveau.

4.4 - Relations entre raideur intrinsèque et raideur musculo-squelettique globale

Quel que soit le groupe considéré, aucune corrélation significative n'est observée entre la raideur musculo-tendineuse et l'index de raideur musculo-squelettique. Ainsi, l'hypothèse 5 (cf. chapitre 1.6) est infirmée. La raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires n'a pas ou n'a que peu d'influence sur la raideur musculo-squelettique globale. Nous avons précisé antérieurement ([Rabita et al., soumis](#)) que cette influence limitée devait s'appréhender en termes de contrôle neuromusculaire. [Farley et Morghenroth \(1999\)](#) ont montré que lors de rebonds successifs, le mécanisme prépondérant de l'ajustement de la raideur du membre inférieur est l'ajustement de la raideur de la cheville. Cette investigation fait référence à la raideur de la cheville dans son ensemble, soumise certes aux propriétés mécaniques intrinsèques, mais également au contrôle neuromusculaire et aux activités réflexes. Les résultats de la présente étude montrent que même lorsque les différences interindividuelles des stratégies sont minimisée par un contrôle des fréquences des sauts, l'ensemble des facteurs relatifs au fonctionnement neuromusculaire (coordinations inter-segmentaires, délais et amplitudes des pré-activation musculaires, activités réflexes, etc., [Komi et al. 2000](#)) contribuent principalement à la raideur musculo-squelettique globale. Il faut cependant noter que chez les sujets témoins, une relation positive et significative est observée entre IR_{MA} et IR_{MS} . En d'autres termes, les propriétés élastiques intrinsèques de la cheville considérée de manière globale (IR_{MA}) semblent avoir une influence plus marquée que l'élasticité spécifiquement musculo-tendineuse (IR_{MT}) sur la raideur lors de sauts verticaux. Des investigations supplémentaires sont nécessaires afin d'estimer la contribution d'une part, des

facteurs neuromusculaires et d'autre part, des propriétés mécaniques intrinsèques du système musculo-articulaire.

4.5 - CONCLUSION

L'objectif des ces expérimentations était de comparer l'influence des propriétés élastiques intrinsèques de la cheville sur la raideur musculo-squelettique globale lors de sauts verticaux chez des pongistes de haut niveau et des sujets contrôles. Les principaux résultats montrent que ni la raideur intrinsèque, qu'elle soit relative aux structures musculo-tendineuses des fléchisseurs plantaires ou musculo-articulaires de la cheville, ni la raideur musculo-squelettique globale n'est différente chez les pongistes élités.

Ainsi, contrairement à ce qui était attendu, chez des sportifs pratiquant une activité dont les contacts au sol sont d'une durée très brève, la raideur musculo-tendineuse n'est pas augmentée. Ces résultats, associés à ceux observés antérieurement chez différents sportifs de haut niveau, semblent montrer que l'adaptation des propriétés élastiques intrinsèques dépend davantage des niveaux de tension imposés aux structures musculo-tendineuses lors des cycles étirement-raccourcissement que de la durée de ces cycles.

Par ailleurs, lorsque les différences interindividuelles des stratégies sont minimisées par un contrôle de la fréquence des sauts, les propriétés élastiques intrinsèques de la cheville considérée de manière globale (IR_{MA}) semblent avoir une influence plus marquée que l'élasticité spécifiquement musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires (IR_{MT}) sur la raideur musculo-squelettique. Des investigations supplémentaires sont nécessaires afin de caractériser les mécanismes neuromusculaires et biomécaniques permettant d'expliquer ce résultat.

5 - REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Anderson FC, Pandy MG. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *J Biomech* 26: 1413-1427, 1993.
- Arampatzis A, Karamanidis K, Stafilidis S, Morey-Klapsing G, Demonte G, Bruggemann GP. Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *J Biomech* 30; Epub ahead of print, 2005
- Arampatzis A, Bruggemann GP, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech* 32: 1349-1353, 1999.
- Bobbert MF. Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *J Exp Biol* 204: 533-542, 2001.
- Bojsen-Moller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol* 99: 986-994, 2005.
- Bosco C, Komi PV, Ito A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* 111: 135-140, 1981.
- Bosco C, Viitasalo JT, Komi PV, Luhtanen P. Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand* 114: 557-65, 1982.
- Cavagna GA, Citterio G. Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. *J Physiol* 239: 1-14, 1974
- Cavagna GA, Mazzanti M, Heglund NC, Citterio G. Storage and release of mechanical energy by active muscle: a non-elastic mechanism? *J Exp Biol* 115: 79-87, 1985.

- Cavagna GA, Heglund NC, Harry JD, Mantovani M. Storage and release of mechanical energy by contracting frog muscle fibres. *J Physiol* 15;481: 689-708, 1994.
- Cornu C, Almeida Silveira MI, and Goubel F. Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol* 76: 282-288, 1997.
- Detrembleur C, Plaghki L. Quantitative assessment of intrathecally administered baclofen in spasticity. *Arch Phys Med Rehabil* 81: 279-84, 2000.
- Edman KA, Elzinga G, Noble MI. Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *J Physiol* 281: 139-55, 1978.
- Farley CT, Blickhan R, Saito J, Taylor CR. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* 71: 2127-32, 1991.
- Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech* 32: 267-273, 1999.
- Goldspink G. Muscle energetics and animal locomotion. Alexander RM, Goldspink G, Ed., Chapman, Hall, London, 57-81, 1977.
- Goubel F, Lensele-Corbeil G. Biomécanique. Eléments de mécanique musculaire, 2^{ème} Edition, Paris, Masson, 1 Vol: 154p, 2003.
- Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceeding of the Royal Society B* 126: 136-195, 1938.
- Hunter IW, Kearney RE. Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque. *J Biomech* 15: 747-52, 1982.
- Kanehisa H, Miyashita M. Effect of isometric and isokinetic muscle training on static strength and dynamic power. *Eur J Appl Physiol* 50:365-71, 1983.
- Komi PV. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech* 33: 1197-1206, 2000.
- Kubo K, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol* 87: 2090-2096, 1999.
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *Eur J Appl Physiol* 81: 181-7, 2000a.
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiol Scand* 168: 327-35, 2000b.
- Kuitunen S, Komi PV, Kyrolainen H. Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Med Sci Sports Exerc* 34: 166-73, 2002.
- Laffaye G, Bardy BG, Durey A. Leg stiffness and expertise in men jumping. *Med Sci Sports Exerc* 37: 536-43, 2005.

- Lambertz D, Perot C, Kaspranski R, and Goubel F. Effects of long-term spaceflight on mechanical properties of muscles in humans. *J Appl Physiol* 90: 179-188, 2001.
- Lensel G, Goubel F. La restitution d'énergie potentielle élastique est-elle toujours accompagnée d'une variation de la raideur musculaire. *Science et Motricité*, 2: 23-28. 1987.
- Ochala J, Lambertz D, Pousson M, Goubel F, and Van Hoecke J. Changes in mechanical properties of human plantar flexor muscles in ageing. *Exp Gerontol* 39: 349-358, 2004.
- Perttunen JO, Kyrolainen H, Komi PV, Heinonen A. Biomechanical loading in the triple jump. *J Sports Sci.* 18: 363-370, 2000.
- Pousson M, Legrand J, Bergaud S, Hoecke J. Van. Détente et élasticité : effets d'un entraînement pliométrique. *Science et Motricité* 25: 19-26, 1995.
- Pousson M, Amiridis IG, Cometti G, Van Hoecke J. Velocity-specific training in elbow flexors. *Eur J Appl Physiol* 80: 367-72, 1999.
- Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Propriétés élastiques musculo-tendineuses et raideur du système musculo-squelettique global lors de sauts pliométriques. 4èmes Journées Internationales des Sciences du Sport. Paris, Nov. 2006.
- Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Influence of triceps surae musculotendinous stiffness on overall musculoskeletal stiffness during hopping in elite long and triple jumpers (soumis)
- Spurrs RW, Murphy AJ, Watsford ML. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol* 89: 1-7, 2003.
- Shorten MR (1987) Muscle elasticity and human performance. *Med Sport Sciences* 25: 1-18
- Sinkjaer T, Magnussen I. Passive, intrinsic and reflex-mediated stiffness in the ankle extensors of hemiparetic patients. *Brain* 117: 355-6, 1994.
- Spurrs RW, Murphy AJ, Watsford ML. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol* 89: 1-7, 2003.
- Sugi H, Tsuchiya T. Enhancement of mechanical performance in frog muscle fibres after quick increases in load. *J Physiol* 319: 239-52, 1981.
- Toft E, Sinkjaer T, Larsen K, Andreassen S. Mechanical and electromyographical responses to stretch of human ankle extensors. *J Neurophysiol* 65: 1402-10, 1991.
- Van Soest AJ, Schwab AL, Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. *J Biomech* 26: 1-8, 1993.

Walshe AD, Wilson GJ. The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Can J Appl Physiol* 22: 117-132, 1997.

RESUME

L'objet de cette étude est d'évaluer les modifications éventuelles des propriétés élastiques intrinsèques des fléchisseurs plantaires chez des pongistes de haut niveau. Par ailleurs, le but est également de caractériser l'influence de ces propriétés sur la raideur musculo-squelettique globale lors de sauts réalisés dans une gamme de fréquences contrôlées.

Dans cette perspective, les propriétés élastiques musculo-tendineuses et musculo-articulaires des fléchisseurs plantaires d'une part, et la raideur musculo-squelettique d'autre part sont comparées chez 14 pongistes de haut niveau appartenant à l'élite française et 14 sujets ne pratiquant des activités physiques que de manière occasionnelle.

Les principaux résultats montrent que ni la raideur intrinsèque, qu'elle soit relative aux structures musculo-tendineuses des fléchisseurs plantaires ou musculo-articulaires de la cheville, ni la raideur musculo-squelettique globale n'est différente chez les pongistes élités.

Ainsi, contrairement à ce qui était attendu, chez des sportifs pratiquant une activité dont les contacts au sol sont d'une durée très brève, la raideur musculo-tendineuse n'est pas augmentée. Ces résultats, associés à ceux observés antérieurement chez différents sportifs de haut niveau, semblent montrer que l'adaptation des propriétés élastiques intrinsèques dépend davantage des niveaux de tension imposés aux structures musculo-tendineuses lors des cycles étirement-raccourcissement que de la durée de ces cycles.

Par ailleurs, lorsque les différences interindividuelles des stratégies sont minimisées par un contrôle de la fréquence des sauts, les propriétés élastiques intrinsèques de la cheville considérée de manière globale (IR_{MA}) semblent avoir une influence plus marquée que l'élasticité spécifiquement musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires (IR_{MT}) sur la raideur musculo-squelettique. Des investigations supplémentaires sont nécessaires afin de caractériser les mécanismes neuromusculaires et biomécaniques permettant d'expliquer ce résultat.