



HAL
open science

Evaluation des propriétés mécaniques de la cheville chez des sauteurs en longueur, triple sauteurs, gymnastes aérobic et coureurs de fond "elites"

Giuseppe Rabita, Antoine Couturier, Daniel Lambertz

► To cite this version:

Giuseppe Rabita, Antoine Couturier, Daniel Lambertz. Evaluation des propriétés mécaniques de la cheville chez des sauteurs en longueur, triple sauteurs, gymnastes aérobic et coureurs de fond "elites". [Rapport de recherche] Rapport du projet de recherche n° MS 03 - 015, Institut National du Sport et de l'Education Physique (INSEP). 2005. hal-01915627

HAL Id: hal-01915627

<https://hal-insep.archives-ouvertes.fr/hal-01915627>

Submitted on 7 Nov 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.

Rapport du projet de recherche n° MS 03 - 015



DEPARTEMENT DES SCIENCES DU SPORT

LABORATOIRE DE BIOMECHANIQUE ET DE PHYSIOLOGIE

**EVALUATION DES PROPRIETES MECANQUES DE LA CHEVILLE CHEZ DES
SAUTEURS EN LONGUEUR, TRIPLE SAUTEURS, GYMNASTES AEROBIC ET
COUREURS DE FOND "ELITES"**

Giuseppe RABITA¹

Collaborateurs scientifiques :

Antoine COUTURIER¹, Daniel LAMBERTZ²

Travail effectué par

¹ Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie,
I.N.S.E.P.

en collaboration avec

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

Décembre 2005

Téléchargement sur le site <http://sciences.campus-insep.com/>

Sommaire

I INTRODUCTION	p.2
II REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES	p.4
II.1. Elasticité musculaire et processus de stockage-restitution	
<u>II.1.1. Structure du muscle</u>	
<u>II.1.2. CES et processus de stockage-restitution</u>	p.5
<u>II.1.3. Méthodes d'exploration de l'élasticité musculaire</u>	
1.3.1. <i>Quick-release et controlled-release</i>	p.6
1.3.2. <i>Imagerie par ultrasons</i>	p.7
1.3.3. <i>Perturbations sinusoïdales</i>	p.8
II.2. Effet de l'entraînement sur l'élasticité de la cheville	
II.3. Influence de l'élasticité de la cheville lors de sauts verticaux	p.9
III MATERIEL ET METHODE	p.10
III.1. Population	
III.2 Matériel	
<u>III.2.1. Dispositif ergométrique</u>	
<u>III.2.2. Plateforme de force</u>	p.11
III.3. Protocole	
<u>III.3.1. Ergomètre-cheville</u>	
<u>III.3.2. Plateforme de force</u>	p.14
III.4. Traitement des données	p.15
<u>III.4.1. Ergomètre-cheville</u>	
<u>III.4.2. Plateforme de force</u>	p.18
III.5. Analyse statistique	p.21
IV RESULTATS	p.22
IV.1. Mesures ergométriques	
<u>IV.1.1. Comparaison entre sauteurs en longueur et les triple-sauteurs</u>	
<u>IV.1.2. Couple maximal volontaire</u>	p.23
<u>IV.1.3. Paramètres musculo-articulaires</u>	p.24
<u>IV.1.4. Index de raideur musculo-tendineuse</u>	p.25
IV.2 Mesures lors des sauts verticaux	p.26
<u>IV.2.1. Counter movement jump et squat jump</u>	
<u>IV.2.2. Test des rebonds</u>	p.27
IV.3. Relations entre les paramètres ergométriques et de sauts	p.28
<u>IV.3.1. Relations entre les différentes raideurs mesurées</u>	
<u>IV.3.2. Relations entre les différentes raideurs et les performances en sauts verticaux</u>	p.29
V DISCUSSION	p.31
V.1. Production de force maximale en condition isométrique	
V.2. Raideur musculo-tendineuse	
V.3. Raideur musculo-articulaire active et passive	p.33
V.4. Raideur musculo-squelettique globale	p.34
<u>V.4.1. Relation entre la raideur musculo-tendineuse et la raideur musculo-squelettique</u>	
<u>V.4.2. Raideurs et performances</u>	p.35
VI Conclusion	p.37
VI REFERENCES	p.38

I INTRODUCTION

La plupart des activités sportives impliquent des actions qui mettent les muscles en situation de cycles étirement-raccourcissement (i.e. stretch-shortening cycles, SSC). C'est particulièrement le cas pour les muscles extenseurs des membres inférieurs lors de différents types de courses ou de sauts. Il est bien établi que lors de SSC, une énergie potentielle élastique est emmagasinée dans les structures musculo-tendineuses lors de la phase d'étirement et réutilisée lors de la phase de raccourcissement subséquente (Cavagna, 1977). Ce processus de stockage-restitution augmente le rendement musculaire par rapport à une contraction concentrique isolée puisque la libération d'énergie élastique ne requière aucune énergie métabolique supplémentaire. Cette augmentation du rendement dépend, entre autres facteurs, des propriétés mécaniques intrinsèques des structures musculo-tendineuses impliquées (Komi, 2000; Hof 2003) et plus précisément de la raideur de la composante élastique série (CES). L'adaptation de ces propriétés mécaniques intrinsèques suite à différents types d'entraînements a fait l'objet de plusieurs études ces dernières années (Cornu et al. 1997; Spurr et al. 2003). Des travaux ont également mis en évidence des différences entre des sportifs de haut niveau et des sujets sédentaires (Kubo et al. 2000a; Rosager et al., 2002).

Par ailleurs, le caractère hiérarchique du système musculo-squelettique le rend très complexe (de l'arrangement moléculaire des myofilaments jusqu'à l'agencement des différents éléments macroscopiques tels que les tendons, les muscles, les os, etc). De ce point de vue, il est tout à fait remarquable de constater qu'en conditions de course ou de sauts, les actions des différents éléments sont intégrées de manière à ce que le système musculo-squelettique global se comporte comme un simple système masse-ressort. Cette intégration est réalisée notamment par le billet du contrôle neuromusculaire. Or, il a été récemment montré que les propriétés élastiques musculo-tendineuses contribuaient pour une large part à la production de force et au mouvement lors d'activités comme la marche ou la course (Hof, 2003). Lorsque la raideur du système masse-ressort lors de sauts est comparée chez des sportifs de haut niveau, différents profils sont déterminés selon l'activité sportive (Laffaye et al. 2005).

Dès lors, il est légitime de se demander si les modifications de raideur musculo-tendineuse observées chez les sportifs de haut niveau contribuent aux modifications de la raideur globale et à la performance en sauts.

Les différents objectifs de cette étude sont:

- d'analyser à la fois les propriétés mécaniques musculo-tendineuse et musculo-articulaires chez des sportifs de haut niveau d'activités sportives sollicitant différemment l'articulation de la cheville (sauteurs en longueur et triple sauteurs, gymnastes aérobic et coureurs de fond).
- d'analyser, chez ces sportifs, les relations entre, d'une part, la raideur musculo-tendineuse et la raideur musculo-articulaire, et d'autre part, la raideur globale mesurée lors de sauts verticaux
- d'analyser les relations entre ces divers paramètres mécaniques et les performances en sauts.

II REVUE DES CONNAISSANCES ACTUELLES

La littérature scientifique montre assez clairement que les adaptations des propriétés mécaniques consécutives à différents entraînements dépendent des structures anatomiques concernées. De même, l'influence de ces adaptations sur l'amélioration du processus stockage-restitution d'énergie élastique est plus ou moins directe et/ou importante suivant les structures analysées. Ainsi, la première partie de ce chapitre décrit les différents niveaux de structures anatomiques impliqués dans les SSC et les méthodes d'évaluation qui leur sont associées.

La deuxième partie présente les adaptations de la raideur musculo-tendineuse suite à différents types d'entraînements. Elle décrit également le type de transformations des propriétés élastiques chez des sportifs de haut niveau.

Enfin, la troisième partie de ce chapitre rappelle l'influence de l'élasticité de la cheville lors de sauts verticaux.

II.1. Elasticité musculaire et processus de stockage-restitution

II.1.1. Structure du muscle

Brièvement, le muscle est classiquement représenté par un modèle à trois composantes (Fig. 1 : Hill, 1938 ; Shorten, 1987). La composante contractile (CC) représente le processus de génération de la force musculaire. Elle correspond anatomiquement aux ponts formés entre les molécules d'actine et de myosine et rend compte de la production de force générée lors des cycles d'attachement-détachement entre ces deux types de molécules. La composante élastique parallèle (CEP) est une composante passive, elle correspond aux tissus passifs (enveloppes musculaires, sarcolèmes, tissus conjonctifs). La CES est constituée d'une fraction active qui est localisée au niveau des ponts d'actine-myosine (Huxley et Simmons, 1971) et une fraction passive qui est localisée dans les tendons (Jewel et Wilkie, 1958).

Parmi les trois composantes du modèle, seule la composante élastique série (CES) rend compte du phénomène de stockage-restitution de l'énergie élastique.

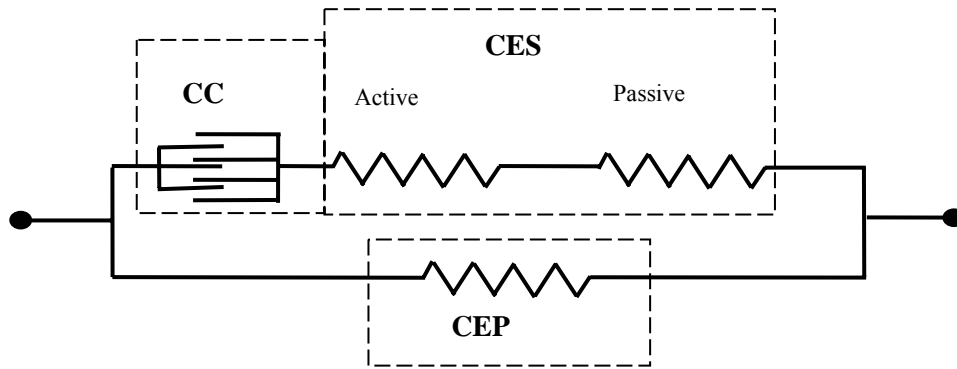


Fig.1 : Modèle à trois composantes décrit par Hill (1938) et modifié par Shorten. (1987).
 CC : composante contractile ; CES : composante élastique série ; CEP : composante élastique parallèle.

II.1.2. CES et processus de stockage-restitution

Le phénomène de stockage-restitution impliqué dans les cycles étirement-raccourcissement est caractérisé par une énergie potentielle élastique emmagasinée dans les structures musculo-tendineuses lors de la phase d'étirement et réutilisée lors de la phase de raccourcissement (Cavagna, 1977). En théorie, une augmentation du rendement de ce processus peut être expliquée par une diminution de la raideur de la CES qui impliquerait un gain d'énergie potentielle élastique stockée lors de l'allongement musculaire (Bobbert et al., 1986, Bobbert, 2001). Cependant, à l'inverse, une augmentation de la raideur de la CES peut également expliquer une efficacité supérieure. Une meilleure transmission de la force aux structures squelettiques permet au processus de stockage-restitution d'énergie élastique de se réaliser dans un temps plus bref et donc augmenter la puissance produite (Cavagna et al. 1981; Anderson et Pandy, 1993).

II.1.3. Méthodes d'exploration de l'élasticité musculaire

Plusieurs méthodes permettent 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.

1.3.4. 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 :

- ✓ une diminution de tension (ΔP , technique du *quick-release*), on mesure alors la variation de longueur (ΔL)
- ✓ 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 2.

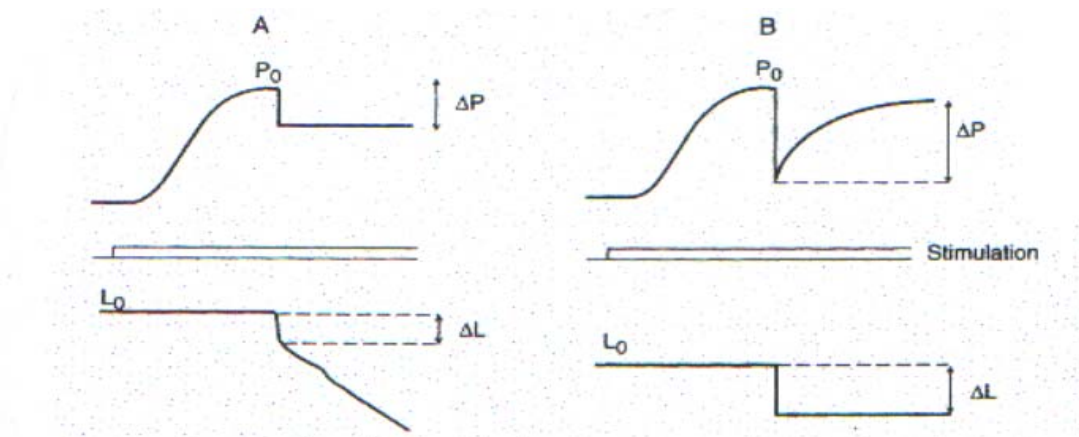


Fig. 2: Principes de mesure des propriétés mécaniques de la CES à l'aide des techniques: **A** : de *quick-release* et **B** : de *controlled-release* (d'après Goubel et Lensele 1998).

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 d'énergie potentielle emmagasinée par la CES lors de son étirement pendant la contraction isométrique initiale.

La plupart des études (Pousson et al., 1995; Tognella et al., 1997) établissent un indice de raideur où tous les éléments mis en jeu sont pris en compte et dans lequel la CES se reflète.

1.3.5. 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 contraction isométrique développés 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. 3).

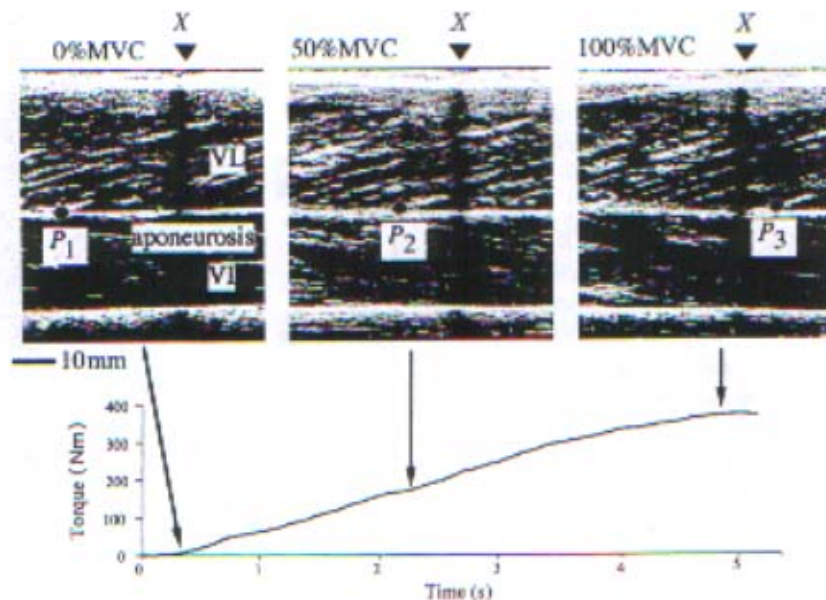


Fig. 3: Images ultrasoniques d'une section longitudinale du muscle vastus lateralis durant une contraction isométrique à 0, 50 et 100% du MVC. Le déplacement du point (P) par rapport au marqueur (X) correspond à l'allongement (L) du tendon, d'après Kubo et al. (1999)

1.3.6. Perturbations sinusoïdales

La caractérisation des propriétés viscoélastiques fait appel à un modèle du muscle qui comporte des composantes élastique (K), visqueuse (B) et inertielle (M). A la différence du modèle de Hill, 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 des méthodes appliquées sur muscle isolé. *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 sont calculés 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.

II.2. Effet de l'entraînement sur l'élasticité de la cheville

Chez l'homme, de nombreuses études ont eu pour objet d'analyser les modifications des propriétés mécaniques musculaires suite à des entraînements impliquant des cycles étirement-raccourcissement. Les auteurs ont analysé soit les adaptations consécutives à plusieurs semaines d'entraînement de type pliométrique (Pousson et al., 1995; Cornu et al., 1997), soit des modifications à plus long terme chez des sportifs de haut niveau de différentes activités (Kubo et al., 2000a; 2000b).

Ces études montrent des modifications différentes suivant les structures anatomiques analysées. Par exemple, Pousson et al. (1995) observent, à l'aide de la méthode du quick-release, une augmentation de la raideur musculo-tendineuse (ou raideur de la CES) du triceps surae après 5 semaines d'entraînement. Ils attribuent ces modifications à la fraction passive de la CES qui réside principalement dans les structures tendineuses. Cependant, Cornu et al. (1997), qui analysent, plus globalement, les propriétés mécaniques de l'articulation de la cheville par une méthode de perturbations sinusoïdales, mettent en évidence une diminution de la raideur musculo-articulaire à la suite d'une période de 7 semaines d'entraînement

pliométrie. Afin d'expliquer ces différents résultats, ces auteurs ont avancé l'hypothèse que les structures articulaires s'adaptent aux modifications des structures musculo-tendineuses afin de maintenir une raideur globale constante.

Par ailleurs, des études récentes montrent que le type d'activité sportive (et donc de sollicitations répétées imposées aux muscles et articulations) influencent les modifications des propriétés mécaniques musculaires. Par exemple, une équipe japonaise a récemment mis en évidence, par une technique d'imagerie par ultrasons, une augmentation de la raideur tendineuse chez des coureurs de fond (Kubo et al., 2000b); les mêmes auteurs n'observent pas de changement de ce paramètre chez des sprinters de très haut niveau (Kubo et al., 2000a).

II.3. Influence de l'élasticité de la cheville lors de sauts verticaux

Si, lors de la course, la raideur du membre inférieur est principalement influencée par la raideur du genou (Arampatzis et al. 1999; Kuitunen et al., 2002), c'est au contraire la raideur de la cheville qui agit essentiellement sur ce paramètre lors de rebonds répétés (Farley et Morgenroth, 1999). Les méthodes d'investigation de ces études (analyse d'images et de signaux de plateforme de force) permettent de quantifier les raideurs des articulations de manière globale et ont l'avantage de mesurer ces paramètres en situation (saut ou course). Cependant, ils ne permettent pas de distinguer la contribution de différents niveaux de structure anatomique (tendineux, musculo-tendineux ou musculo-articulaire). Différentes méthodes permettent d'établir spécifiquement les propriétés mécaniques de ces niveaux (technique d'imagerie par ultrasons, quick-release, perturbations sinusoïdales, voir ci-dessus). Or, si certaines équipes de chercheurs se sont intéressées aux relations entre la raideur spécifiquement tendineuse et les performances en saut (Kubo et al. 1999), à notre connaissance, aucune étude n'a eu pour but d'analyser à la fois les relations entre les raideurs musculo-tendineuse et musculo-articulaire de la cheville et la performance de divers sauts verticaux.

III MATERIEL ET METHODE

III.1. Population

Trente cinq sujets masculins participent à l'étude. Ils sont regroupés en 4 catégories : 3 groupes composés de sportifs de haut niveau titulaires pour la plupart des équipes de France de leur discipline respective et 1 groupe contrôle dont les sujets ne pratiquent des activités sportives que de manière occasionnelle.

Huit athlètes de triple saut (n=3) ou de saut en longueur (n=5) composent le groupe de *sauteurs* (S); 8 spécialistes d'*Aérobic* sportive composent le groupe A; 10 spécialistes de course à pied de demi-fond ou de fond composent le groupe *coureurs* (C). Enfin, la population *témoin* (T) est composée de 9 sujets.

Les caractéristiques de ces populations sont résumées dans le tableau 1.

Tableau 1: Caractéristiques des sujets [moyennes (\pm ET)].

	Taille (m)	Masse (kg)	Age (années)
Témoins (T)	1,76 (\pm 0,03)	66,3 (\pm 5,2)	29,7 (\pm 5,3)
Sauteurs (S)	1,81 (\pm 0,05)	71,8 (\pm 4,8)	25,0 (\pm 4,0)
Gymnastes Aérobic (A)	1,77 (\pm 0,07)	69,3 (\pm 2,9)	27,5 (\pm 1,5)
Coureurs (C)	1,76 (\pm 0,04)	63,2 (\pm 2,7)	30,0 (\pm 6,0)

La population témoin est appareillée en taille en masse et en âge aux autres populations (pas de différence significative entre le groupe T et les autres groupes). Cependant, il faut noter qu'en ce qui concerne la masse des athlètes, une différence significative ($P < 0,05$) est observée entre le groupe S et le groupe C.

III.2 Matériel

III.2.1. Dispositif ergométrique

Le dispositif utilisé est un "ergomètre-cheville". Il s'agit d'un prototype conçu à l'Université de Technologie de Compiègne (UTC, UMR CNRS 6600, Biomécanique et Génie Biomédical).

Ce dispositif a deux fonctions principales. La première est de mobiliser l'articulation de la cheville en flexion plantaire et flexion dorsale suivant différents protocoles. La seconde fonction est de détecter, d'acquérir et de stocker divers paramètres mécaniques (couple, position, vitesse) et électrophysiologiques (EMG).

La tête motrice

La tête motrice (fig. 4) permet d'imposer des déplacements angulaires cycliques d'amplitude et de vitesse connues à l'articulation de la cheville par l'intermédiaire d'un moteur (Mégatorque RS 1410).



Fig. 4 : Face avant de la tête motrice. Le pédalier est fixé sur un plateau solidaire du rotor du moteur. Le système de contention de la cheville, une chaussure à semelle rigide, est fixé sur ce pédalier.

Le capteur de *position* (Fig. 5) est un capteur de type optique (IVO GA230). La donnée recueillie se présente sous la forme d'un signal numérique de 12 bits. Un convertisseur numérique/analogique est utilisé pour la conversion de la position en signal analogique de $\pm 10V$. Le débattement angulaire s'étend de $+50$ à -20° (signal positif dans le sens de la flexion plantaire) autour de la position neutre de la cheville (position pour laquelle l'offset à 0V peut être ajusté à l'aide d'un potentiomètre).

La *vitesse* (Fig. 5) est mesurée par deux dispositifs. D'une part, le resolver électromagnétique intégré au moteur; il est utilisé pour les vitesses angulaires inférieures à $1000^\circ/s$. Au-delà de cette vitesse, une génératrice tachymétrique (Minimotors, DC 2233 UO11 G9) est utilisée. Ces deux capteurs délivrent une information analogique conditionnée ($\pm 10V$) et acheminée vers une ligne d'acquisition commune.

Le *couple* (Fig. 5) est mesuré à l'aide d'une couplemètre dynamique (TME C110B) à jauges de contrainte. Le signal de couple s'étend de $+10V$ à $-10V$ à pleine échelle (200 Nm).

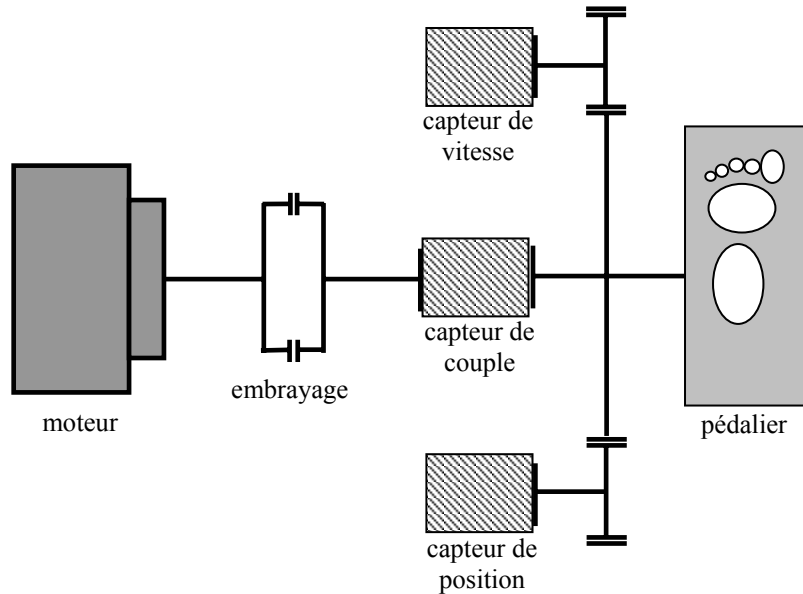


Fig. 5: Schéma de la chaîne cinématique moteur-embayage-pédalier sur lequel sont représentés les différents capteurs.

Pilotage et acquisition

Le cœur du système se compose d'un moteur qui est contrôlé (via la puissance fournie au stator du moteur) par une unité de commande spécifique. Cette unité de commande reçoit ses consignes d'une carte d'acquisition/commande implantée sur un micro-ordinateur de type PC.

En retour de boucle, les signaux de vitesse, de position, de couple et des 4 EMG de surface sont recueillis par la carte d'acquisition après avoir été acheminés par une unité de conditionnement externe. Cette unité conditionne les signaux EMG et 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.

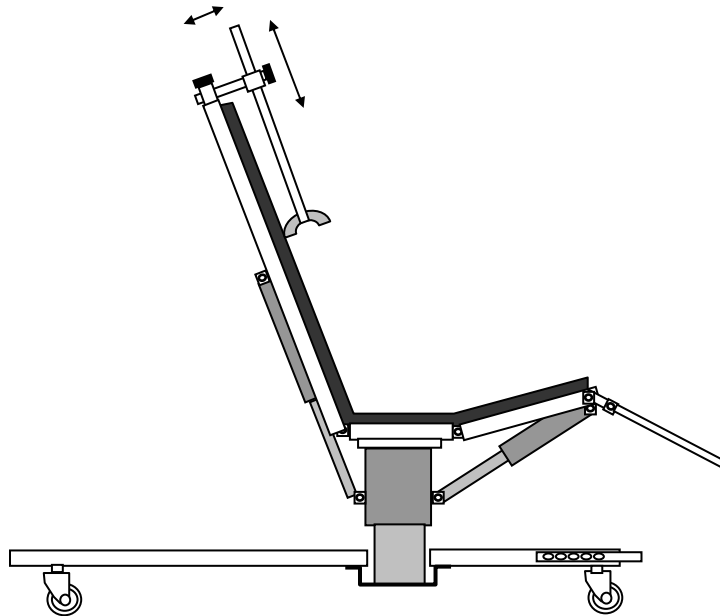
Enfin, les signaux de couple et de position sont acheminés vers un oscilloscope (Gould DSO 1504) permettant la présentation de la consigne de couple au sujet.

Le traitement des données est réalisé en différé à l'aide d'un logiciel de traitement également conçu à l'UTC sous MATLAB 4.0.

Dispositif de maintien du sujet

Il s'agit d'une structure en trois plans articulés. Ces trois plans sont aisément réglables par un système de vérins électriques (Fig. 6).

Sur le moteur est disposé un pédalier permettant des mouvements de flexion plantaire et de flexion dorsale.



FigFig 6.: Schéma du lit articulé présenté dans la position des tests expérimentaux réalisés dans notre étude.

Le système de contention est une chaussure de sport à semelle rigide (chaussure de cyclisme). Ce moyen de contention fournit un confort indispensable pour le bon déroulement de la séance expérimentale fixé sur le pédalier. La semelle rigide, fixée par trois points d'ancrage au pédalier, associée aux sangles placées autour de la chaussure a pour objet de diminuer au maximum la compliance due au système de contention (Fig. 4).

III.2.2. Plateforme de force

Les différents paramètres lors des saut verticaux sont obtenus à l'aide d'une plateforme de force (Kistler, modèle 9281A11, 8 voies). La composante verticale de la force de réaction du sol (F_z) est recueillie par l'intermédiaire 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 200 Hz. Le traitement est réalisé en différé à l'aide du logiciel Origin 6.1.

III.3. Protocole

III.3.1. Ergomètre-cheville

Les sujets sont positionnés de façon standardisée sur le siège du dispositif. L'articulation de la hanche est fixée à 80° grâce au dossier réglable. La cuisse est sanglée de façon à ce que

le genou soit maintenu à 70°. Après avoir déterminé la position neutre de la cheville (0°), les butées électroniques sont enregistrées afin de ne pas dépasser les amplitudes anatomiques (amplitudes maximales de flexion dorsale et de flexion plantaire).

L'ensemble du protocole dure environ 45mn.

Détermination du couple maximal volontaire isométrique (CMV)

Le sujet développe une flexion plantaire maximale pendant une période de 3s environ. Lors de ce test, le pédalier est bloqué dans une position correspondant à la position neutre de la cheville. La consigne donnée au sujet est alors de réaliser un effort maximal de flexion plantaire et de stabiliser la force pendant au moins 2s. Trois essais sont effectués, le meilleur étant considéré comme le CMV.

Tests de perturbations sinusoïdales

Le moteur impose des perturbations sinusoïdales de 3° ($\pm 1,5^\circ$ d'amplitude autour de la position neutre de la cheville). Les perturbations sont imposées aux 8 fréquences discrètes de 4, 5, 6, 7, 8, 10, 12 et 16Hz de façon aléatoire. Ce protocole s'effectue lorsque le sujet développe une contraction égale à 0 (en passif), 25, 50 et 75% du CMV mesuré précédemment. Chaque essai (un seul par fréquence et par niveau de contraction) s'effectue à une fréquence constante pendant une durée de 4s.

Tests du quick-release

Le sujet a pour consigne d'exercer une flexion plantaire à un certain niveau du CMV mesuré précédemment. Lorsque le niveau de contraction est stabilisé au niveau requis, l'expérimentateur déclenche la libération du moteur.

Les tests du quick release sont effectués à 25, 50 et 75% du CMV. Trois essais sont réalisés à chaque niveau de couple.

III.3.2. Plateforme de force

Trois modalités de sauts sont imposées dans un ordre aléatoire. Pour chaque saut, on impose au sujet de maintenir les mains sur les hanches. Trois essais sont réalisés dans chaque modalité. Pour chaque essai, on demande au sujet de se stabiliser avant et après le saut.

Le test du *squat jump* (SJ) consiste en un saut vertical à partir d'une position fléchie statique (angle genou: 90°). La consigne donnée au sujet est de se stabiliser dans cette

position, de réaliser le saut le plus haut possible sans contre mouvement, et de se stabiliser à nouveau quelques secondes dans la position debout.

Le test du *counter-movement jump* (CMJ) consiste en un saut vertical à partir d'une position debout (jambes tendues), le contre mouvement précédant le saut est libre. Le sujet doit également réaliser le saut le plus haut possible.

Le test des *rebonds* consiste en une suite de 4 à 6 sauts verticaux. La consigne donnée au sujet est de réaliser les sauts le plus haut possible avec des temps de contact au sol minimum.

III.4. Traitement des données

III.4.1. Ergomètre-cheville

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. Ces étapes sont les suivantes:

- calcul de la Transformée de Fourier des 2 signaux mécaniques
- conservation du pic de fréquence (par remise à 0 des autres points)
- recombinaison des signaux par la Transformée de Fourier inverse

Ce module permet également de calculer le rapport d'amplitude (à partir duquel le *gain de compliance*, en dB, est calculé) et le déphasage des signaux de couple et de position angulaire (*phase*, en °). Enfin, il permet le calcul du couple moyen développé par le sujet. Ces différentes étapes sont réalisées pour chaque fréquence imposée pendant le 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. 7) 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.

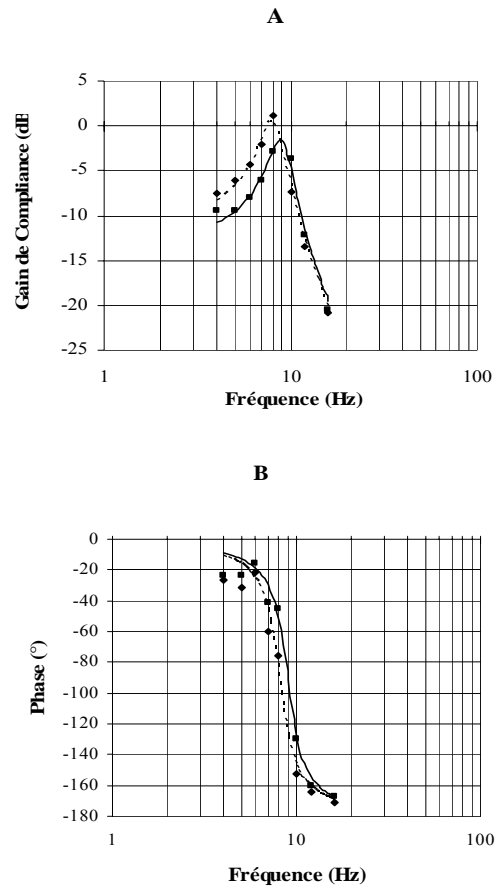


Fig. 7: Exemple typique de diagrammes de gain (A) et de phase (B) du système musculo-articulaire. Les données sont obtenues chez un sujet témoin. Les ajustements par une fonction de second ordre sont représentés respectivement en pointillés et en continu pour des niveaux de contractions de 25 et 50 % du CMV.

Ces paramètres sont obtenus dans des conditions passives (K_p , B_p et I_p) et actives (i.e. lors du maintien à 25, 50 et 75% du CMV). La pente de la relation linéaire 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} , Fig.8).

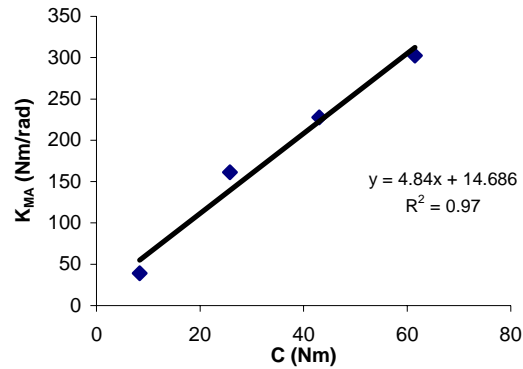


Fig.8: Exemple typique (athlète du groupe C) de relation entre la raideur musculo-articulaire (K_{MA} , en $Nm \cdot rad^{-1}$) et le couple (C , en Nm).

Quick-release

Dans un premier temps, l'utilisateur détermine à partir du signal de vitesse l'instant de libération du pédalier. Les étapes suivantes sont automatisées:

- dans une fenêtre de 100ms à partir de l'instant de libération, le signal d'accélération angulaire (θ'') est calculé par dérivation du signal de vitesse préalablement lissé
- dans une fenêtre de 20ms après le pic accélérométrique, deux paramètres sont calculés: la variation d'accélération angulaire ($\Delta\theta''$) et la variation de la position angulaire ($\Delta\theta$)
- le rapport entre ces deux variables ($\Delta\theta''/\Delta\theta$) est calculé
- le couple isométrique maintenu avant l'instant de libération (C_{iso}) est également obtenu.

Par la suite, 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

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

On retrouve ainsi, en vertu de la relation fondamentale de la dynamique ($C = I \cdot \theta''$, où C est le couple), la relation classique permettant de caractériser une raideur angulaire

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

Il faut cependant noter que dans l'équation

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

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

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

La pente de la relation linéaire entre la raideur musculo-tendineuse (K_{MT} , en Nm/rad) et le couple (C , en Nm) permet d'obtenir un index de raideur musculo-tendineuse (iR_{MT} , en rad^{-1} , Fig. 9).

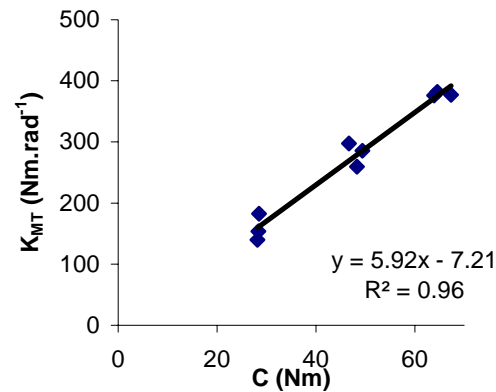


Fig.9: Exemple typique (athlète du groupe C) de relation entre la raideur musculo-tendineuse (K_{MT} , en Nm.rad⁻¹) et le couple (C , en Nm).

III.4.2. Plateforme de force

En utilisant la relation fondamentale de la dynamique, l'accélération verticale (a_{Gz}) du centre de gravité du sujet peut être déterminée à partir du signal Fz . La position (P_{Gz}) du centre de gravité est déterminée par double intégration du signal d'accélération.

Les performances maximales en SJ (Fig.10) et CMJ (Fig. 11) sont déterminées par la moyenne des P_{Gz} maximales (qui correspondent aux hauteurs maximales de saut) des 3 performances.

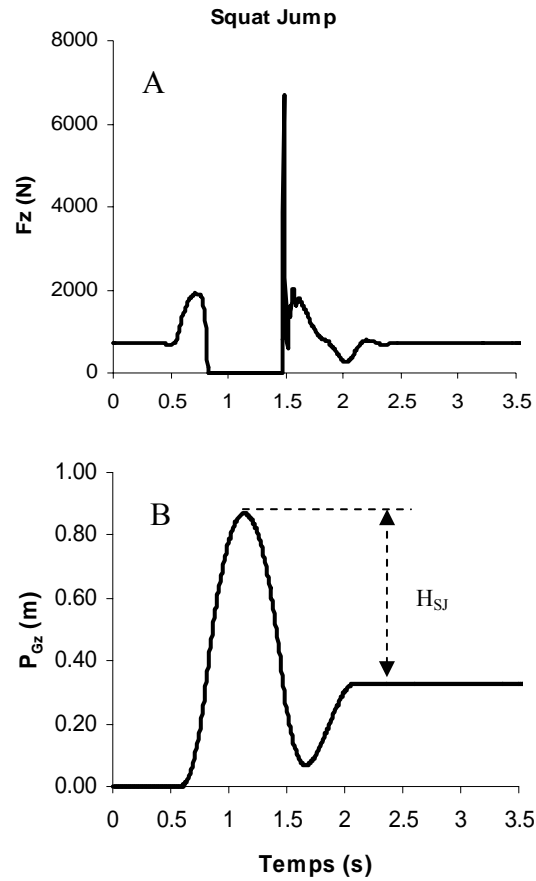


Fig. 10: Exemple typique (athlète du groupe S) de déroulé temporel **A** de la force verticale (F_z , en N) mesurée lors d'un squat jump et **B** de la position du centre de gravité (P_{Gz} , en m) calculée à partir de ce signal de force. H_{sj} , hauteur de saut en squat jump, correspond à la différence entre la hauteur maximale du centre de gravité durant la phase d'envol et celle calculée lors du retour à la position debout.

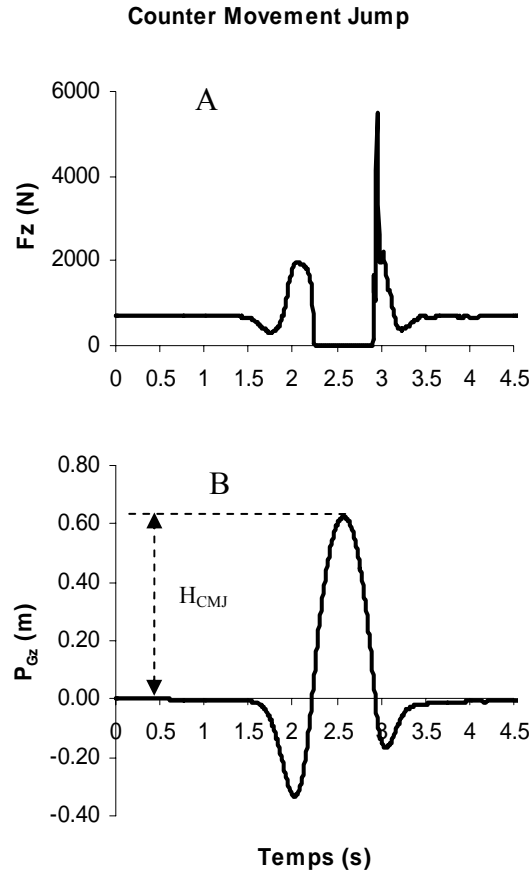


Fig.11: Exemple typique (athlète du groupe S) de décours temporel **A** de la force verticale (F_z , en N) mesurée lors d'un counter movement jump et **B** de la position du centre de gravité (P_{Gz} , en m) calculée à partir de ce signal de force. H_{CMJ} correspond à la différence entre la hauteur maximale du centre de gravité durant la phase d'envol et celle calculée avant le saut pendant la phase de stabilité dans la position debout.

La raideur globale (K_{MI}) est obtenue en modélisant le système musculo-squelettique par un système masse-ressort et 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 valeurs obtenues lors des trois premières phases de contact au sol (Fig. 12). La moyenne des hauteurs maximales des trois sauts consécutifs à ces phases de contact au sol est également calculée (H_{max}).

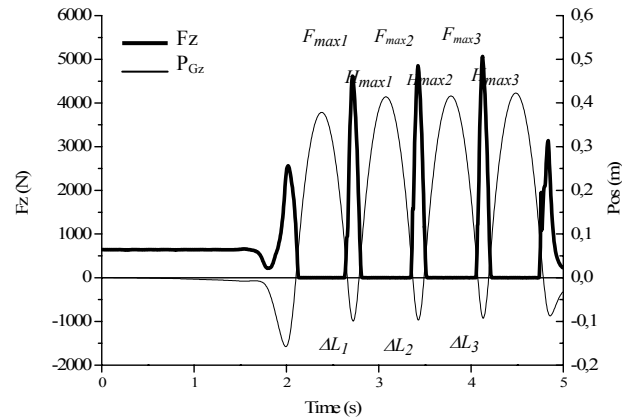


Fig. 12: Exemple typique de décours temporel de la force verticale (F_z , en N ; trait épais) mesurée lors du test de rebonds et de la position du centre de gravité (P_{Gz} , en m) calculée à partir de ce signal de force. La raideur globale (K_{MI} en $kN.m^{-1}$) est calculée lors des trois premières phases de contact au sol par le rapport entre le pic de force (F_{max1} , F_{max2} et F_{max3}) et le déplacement maximum du centre de gravité (ΔL_1 , ΔL_2 et ΔL_3).

III.5. Analyse statistique

Un test non-paramétrique de Mann-Whitney a été utilisé pour comparer les deux sous-populations de sauteurs (longueur et triple saut). Les analyses pour comparer ces 2 sous-groupes avec le groupe témoin ont été réalisées avec le test non paramétrique de Kruskal-Wallis. Une analyse de variance (ANOVA) à un facteur (groupe) est réalisée sur chaque variable dépendante analysée. Lorsqu'un effet "groupe" global est observé, c'est-à-dire lorsque le type d'activité sportive pratiquée (saut, aérobic sportive ou course à pied) influence significativement les paramètres mesurés (CMV, IR_{MA} , K_p , ...), un test "*a posteriori*" (*post hoc*) de Fisher est réalisé.

Afin de déterminer s'il existe des corrélations significatives entre les différentes variables dépendantes analysées (CMV, IR_{MA} , K_p , ...), pour chaque population (T, S, A et C), un test de corrélation (coefficient de Pearson) est réalisé.

IV RESULTATS

IV.1. Mesures ergométriques

IV.1.1. Comparaison entre sauteurs en longueur et les triple-sauteurs

Afin de déterminer si les deux sous-populations de sauteurs (longueur et triple saut) peuvent être assimilées à une seule population globale, il est indispensable de déterminer au préalable qu'elles présentent le même profil du point de vue des propriétés mécaniques.

Le tableau 2 présente les valeurs ergométriques moyennes (\pm ET) pour chaque population de sauteurs [saut en longueur (n=5), triple saut (n=3)]. Que ce soient les valeurs de couple maximal volontaire de flexion plantaire (CMV, en Nm), d'index de raideur musculo-articulaire (iR_{MA} , en rad^{-1}), de raideur musculo-articulaire passive (K_p , en $Nm \cdot rad^{-1}$) ou d'index de raideur musculo-tendineuse (iR_{MT} , en rad^{-1}), les tests non-paramétriques ne montrent aucune différence entre les sauteurs en longueur et les triple sauteurs.

Tableau 2 : Comparaison entre les valeurs ergométriques des sauteurs en longueur et des triple-sauteurs

	Sauteurs en longueur	Triples sauteurs	P
CMV (N·m)	102,6 \pm 16,1	105,3 \pm 18,9	P>0,05
iR_{MA} (rad^{-1})	4,59 \pm 0,65	3,9 \pm 0,67	P>0,05
K_p (N·m· rad^{-1})	55,3 \pm 8,4	59,9 \pm 6,2	P>0,05
iR_{MT} (rad^{-1})	2,64 \pm 0,89	2,97 \pm 0,76	P>0,05

Par ailleurs, la figure 13 représente les données ergométriques les deux populations de sauteurs normalisées en fonction de celles obtenues chez le groupe témoin. Il ressort que les modifications des propriétés contractiles (CMV) et mécaniques (iR_{MA} , K_p , et iR_{MT}) chez les athlètes des deux disciplines sportives sont de même grandeur.

Au regard de ces pré-analyses, les données issues de la population de sauteurs en longueur et de triple-sauteurs seront analysées ci-après de manière globale.

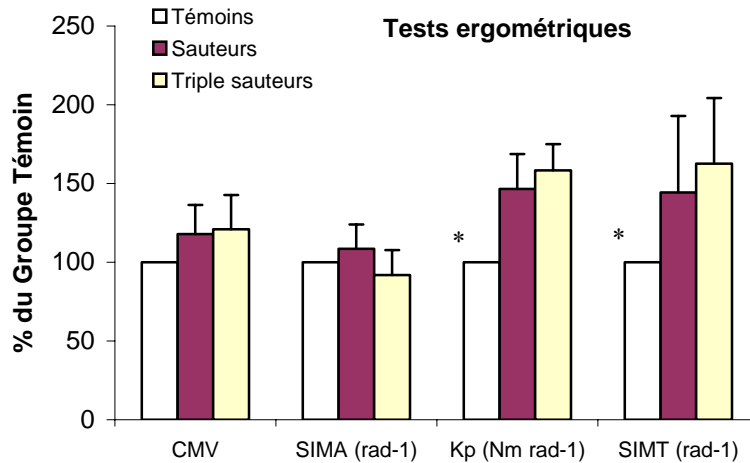


Fig. 13: Valeurs moyennes ($\pm ET$) du couple maximal volontaire de flexion plantaire (CMV, en Nm), de l'index de raideur musculo-articulaire (SI_{MA} , en rad^{-1}), de la raideur musculo-articulaire passive (Kp , en $Nm \cdot rad^{-1}$) et de l'index de raideur musculo-tendineuse (SI_{MT} , en rad^{-1}) en fonction des valeurs obtenues chez le groupe témoin. * différence significative entre le groupe témoin et les deux autres populations, $P > 0,05$.

IV.1.2. Couple maximal volontaire

Les valeurs moyennes ($\pm ET$) de CMV obtenues pour chaque groupe sont présentées sur la figure 14. En ce qui concerne la population témoin (T), ces valeurs sont de 87,1 ($\pm 15,6$) N.m. Les CMV de groupes S et A, respectivement de 103,7 ($\pm 15,9$) et 110,0 ($\pm 24,2$) N.m sont significativement supérieurs ($P < 0,05$) à ceux du groupe T. Le groupe de coureurs (C) en revanche ne présente pas de valeurs de CMV significativement différentes ($89,4 \pm 14,8$ N.m) du groupe témoin (T).

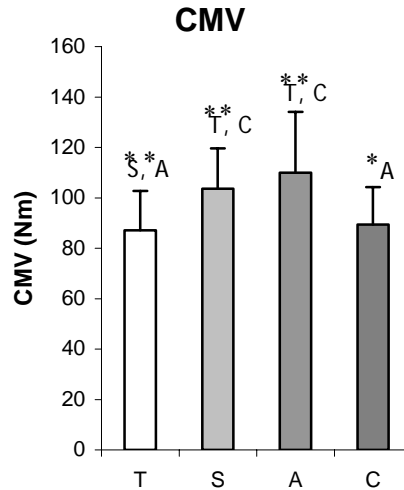


Fig. 14: Valeurs moyennes ($\pm ET$) du couple maximal volontaire de flexion plantaire (CMV, en N.m) pour chaque groupe de sujets.

† * S * *: différence significative ($P < 0.05$). T, témoins; S, sauteurs; A, gymnastes aérobie; C, coureurs de fond.

IV.1.3. Paramètres musculo-articulaires.

Index de raideur musculo-articulaire

Les coefficients de détermination R^2 des relations K_{MA}/C sont respectivement de 0,91 ($\pm 0,06$), 0,96 ($\pm 0,02$), 0,93 ($\pm 0,06$), 0,93 ($\pm 0,04$) pour les groupes T, S, A et C. Les valeurs moyennes d' iR_{MA} sont représentées sur la figure 15. Elles sont comprises entre 4,16 ($\pm 0,49$) rad^{-1} chez les gymnastes aérobie et 4,61 ($\pm 0,99$) rad^{-1} chez les coureurs de fond. Il n'y a pas d'effet "groupe" pour cette variable ($P > 0.05$).

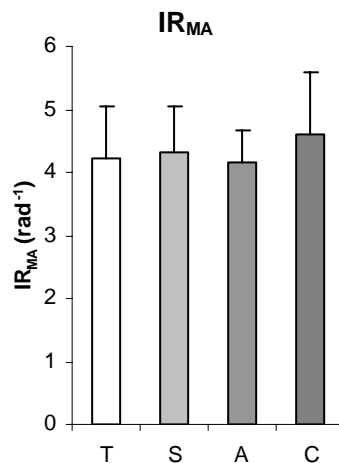


Fig. 15: Valeurs moyennes ($\pm ET$) de l'index de raideur musculo-articulaire (iR_{MA} , en rad^{-1}) pour chaque groupe de sujets.

T, témoins; S, sauteurs; A, gymnastes aérobie; C, coureurs de fond.

Raideur musculo-articulaire passive

Les valeurs moyennes du paramètre K_p sont représentées sur la figure 16. L'ANOVA montre un effet significatif ($P < 0.001$) de l'activité pratiquée sur ce paramètre de raideur passive. Les sauteurs ($56,6 \pm 7,7 \text{ N.m.rad}^{-1}$) et les coureurs de fond ($48,1 \pm 8,8 \text{ N.m.rad}^{-1}$) présentent une augmentation significative (respectivement $P < 0.01$ et $P < 0,05$) par rapport à la population contrôle ($37,8 \pm 10,5 \text{ N.m.rad}^{-1}$).

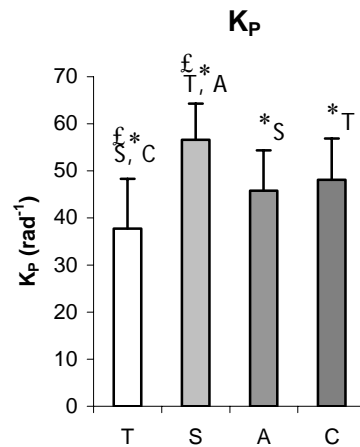


Fig.16: Valeurs moyennes ($\pm ET$) de la raideur musculo-articulaire passive (K_p , en N.m.rad^{-1}) pour chaque groupe de sujets.

f, S, C ; f, T, A ; *S ; *T : différence significative à $P < 0.05$ (*) ou $P < 0.01$ (f). T, témoins; S, sauteurs; A, gymnastes aérobic; C, coureurs de fond.

IV.1.4. Index de raideur musculo-tendineuse

Les coefficients de détermination R^2 des relations K_{MT}/C sont respectivement de 0,82 ($\pm 0,11$), 0,84 ($\pm 0,09$), 0,83 ($\pm 0,11$), 0,81 ($\pm 0,14$) pour les groupes T, S, A et C. La figure 17 représente les valeurs moyennes ($\pm ET$) de l'index de raideur musculo-tendineuse (iR_{MT} , en rad^{-1}) pour chaque groupe. L'ANOVA montre à nouveau un effet significatif ($P < 0.001$) de l'activité pratiquée chez les sportifs de haut niveau sur ce paramètre. Alors que les sujets contrôles présentent des valeurs d' iR_{MT} de $1,83 (\pm 0,49) \text{ rad}^{-1}$, les valeurs des groupes S, A et C, respectivement $2,76 (\pm 0,80)$, $3,06 (\pm 0,77)$ et $3,68 (\pm 1,45) \text{ rad}^{-1}$, sont significativement supérieures.

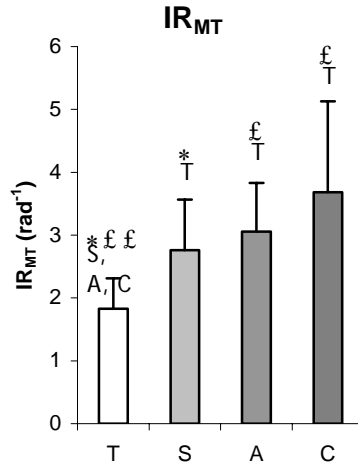


Fig. 17: Valeurs moyennes ($\pm ET$) de la raideur musculotendineuse (iR_{MT} , en rad^{-1}) pour chaque groupe de sujets. * * S * * ; † £ £ £ £ : différence significative à $P < 0.05$ (*) ou $P < 0.01$ (£). T, témoins; S, sauteurs; A, gymnastes aérobic; C, coureurs de fond.

IV.2 Mesures lors des sauts verticaux

IV.2.1. Counter movement jump et squat jump

Les hauteurs maximales atteintes lors des CMJ et SJ ainsi que la différence mesurée dans les deux modalités de sauts sont représentées sur la figure 18.

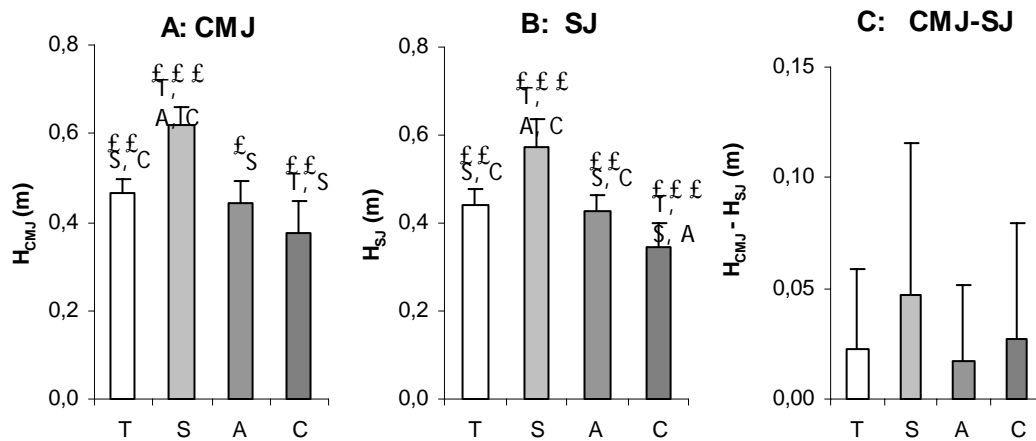


Fig. 18 : Valeurs moyennes ($\pm ET$) de **A** la hauteur maximale atteinte lors du counter movement jump (H_{CMJ} , en m), **B** la hauteur maximale atteinte lors du squat jump (H_{SJ} , en m) et **C** la différence entre H_{CMJ} et H_{SJ} , pour chaque groupe de sujets. † £ £ £ £ : différence significative ($P < 0.01$). T, témoins; S, sauteurs; A, gymnastes aérobic; C, coureurs de fond.

L'ANOVA montre un effet très significatif ($P < 0,0001$) de l'activité pratiquée sur la hauteur maximale atteinte, tant en CMJ qu'en SJ (Fig. 18, A et B). Par ailleurs, les différences inter-groupes sont très proches dans les deux modalités de sauts : comme attendu, les hauteurs observées pour le groupe S [$0,62 (\pm 0,04)$ m en CMJ et $0,57 (\pm 0,06)$ m en SJ ($P < 0,001$)] sont très significativement supérieures ($P < 0,001$) à celles des autres groupes; la population de gymnastes aérobic [$0,45 (\pm 0,05)$ m en CMJ et $0,43 (\pm 0,04)$ m en SJ] présente des performances équivalentes ($P > 0,05$) à la population contrôle [$0,46 (\pm 0,03)$ m en CMJ et $0,44 (\pm 0,04)$ m en SJ], à la différence des coureurs [$0,37 (\pm 0,07)$ m en CMJ et $0,35 (\pm 0,05)$ m en SJ] qui présentent des résultats inférieurs ($P < 0,001$).

En revanche, il n'y a pas d'effet "groupe" ($P > 0,05$) sur la différence entre H_{CMJ} et H_{SJ} (Fig. 18, C).

IV.2.2. Test des rebonds

Raideur globale K_{MI} et hauteur associée H_{max} .

Les résultats concernant la raideur des membres inférieurs (K_{MI} , en $kN.m^{-1}$) et les hauteurs maximales (H_{max} , en m) associées pendant le test des rebonds sont représentés sur la figure 19.

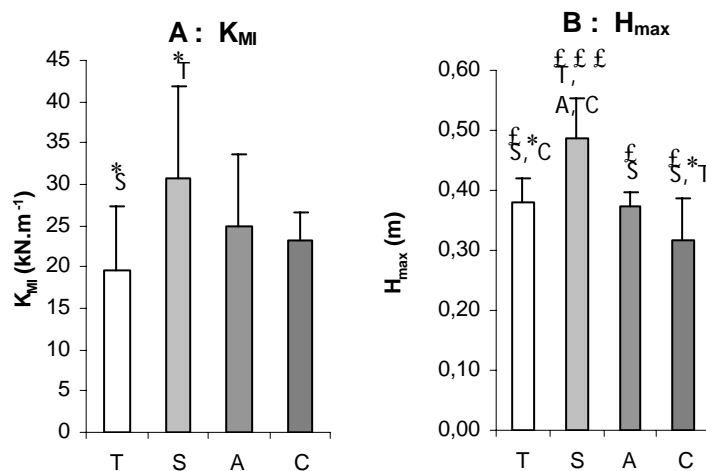


Fig.19: Valeurs moyennes ($\pm ET$) de **A** la raideur des membres inférieurs (K_{MI} , en $kN.m^{-1}$) et **B** la hauteur maximale (H_{max} , en m) associée à cette raideur pendant les test de rebonds.

* * * * ; † † † † : différence significative à $P < 0,05$ (*) ou $P < 0,01$ (£). T, témoins; S, sauteurs; A, gymnastes aérobic; C, coureurs de fond.

Les valeurs de K_{MI} , qui traduisent la raideur globale du système musculo-squelettique lors des rebonds sont supérieures ($P < 0,01$) chez les sauteurs [$30,6 (\pm 11,3) \text{ kN.m}^{-1}$] en comparaison de celles des témoins [$19,6 (\pm 7,8) \text{ kN.m}^{-1}$]. En revanche, les groupes A [$25,0 (\pm 8,6) \text{ kN.m}^{-1}$] et C [$23,3 (\pm 3,3) \text{ kN.m}^{-1}$] ne présentent pas de différence significative ($P > 0,05$) avec les autres groupes.

En ce qui concerne H_{max} , à l'instar de ce qui est observé lors des test de CMJ et de SJ, l'analyse statistique montre un effet très significatif ($P < 0,0001$) de l'activité sportive pratiquée sur la hauteur de saut pendant le test de rebonds. Les différences inter-groupes sont également très proches de celles observées lors de ces deux modalités: le groupe de sauteurs montre des H_{max} supérieures [$0,49 (\pm 0,07) \text{ m}$, ($P < 0,01$)] à celles des autres groupes; la population de gymnastes aérobic [$0,37 (\pm 0,03) \text{ m}$] présente des performances équivalentes ($P > 0,05$) à la population contrôle [$0,38 (\pm 0,04) \text{ m}$], à la différence du groupe C [$0,32 (\pm 0,07) \text{ m}$] qui présente des résultats inférieurs au groupe T ($P < 0,05$).

IV.3. Relations entre les paramètres ergométriques et de sauts

IV.3.1. Relations entre les différentes raideurs mesurées

Les relations entre les différentes raideurs intrinsèques (iR_{MA} , K_p et iR_{MT}) et globale (K_{MI}) sont analysées pour chaque population dans le tableau 3

Tableau 3: Corrélations entre les différentes raideurs mesurées

		iR_{MA}		K_p		iR_{MT}	
		R	P	R	P	R	P
Groupe T	K_p	-0,43	0,26	--	--	--	--
	iR_{MT}	-0,33	0,40	0,49	0,19	--	--
	K_{MI}	-0,24	0,54	0,63	0,07	0,12	0,76
Groupe S	K_p	0,45	0,32	--	--	--	--
	iR_{MT}	-0,45	0,27	-0,10	0,83	--	--
	K_{MI}	-0,23	0,62	0,40	0,46	-0,19	0,69
Groupe A	K_p	0,68	0,07	--	--	--	--
	iR_{MT}	0,20	0,63	0,39	0,35	--	--
	K_{MI}	-0,36	0,59	-0,23	0,73	0,89	0,04*
Groupe C	K_p	-0,37	0,29	--	--	--	--
	iR_{MT}	0,06	0,87	-0,95	0,001**	--	--
	K_{MI}	-0,17	0,67	0,50	0,90	0,09	0,82

Relation entre les différentes raideurs intrinsèques

Quel que soit le groupe de sujets testé, iR_{MA} n'est corrélé avec aucun autre paramètre de raideur (Kp ou iR_{MT}). Chez les coureurs, on observe une corrélation négative et très significative ($R=-0,95$; $P<0,001$) entre la raideur musculo-articulaire passive (Kp) et la raideur musculo-tendineuse (iR_{MT}).

Relations entre raideurs intrinsèques et globale

Seul le groupe A présente une corrélation significative entre un des paramètres de raideur intrinsèque et le paramètre de raideur globale lors des sauts. En effet, iR_{MT} est corrélé à K_{MI} ($R=-0,89$; $P<0,05$).

IV.3.3. Relations entre les différentes raideurs et les performances en sauts verticaux

Les relations entre les différents paramètres de raideur et les performances en saut sont présentées dans le tableau 4

Tableau 4 : Corrélations entre les différentes raideurs et les performances en sauts verticaux

		iR_{MA}		Kp		iR_{MT}		K_{MI}	
		R	P	R	P	R	P	R	P
Groupe T	H_{CMJ}	0,38	0,92	-0,09	0,80	-0,47	0,90	-0,25	0,52
	H_{SJ}	-0,22	0,95	-0,78	0,84	-0,25	0,51	-0,40	0,28
	$H_{CMJ} - H_{SJ}$	0,05	0,89	-0,03	0,99	-0,38	0,32	-0,14	0,71
	H_{max}	0,33	0,39	-0,23	0,55	-0,16	0,67	-0,45	0,22
Groupe S	H_{CMJ}	0,29	0,50	-0,27	0,67	-0,51	0,20	-0,66	0,11
	H_{SJ}	0,03	0,94	-0,65	0,17	0,22	0,64	-0,74	0,09
	$H_{CMJ} - H_{SJ}$	0,23	0,64	0,76	0,08	-0,73	0,05*	-0,55	0,28
	H_{max}	0,34	0,47	-0,36	0,51	0,17	0,740,73	-0,89	0,004**
Groupe A	H_{CMJ}	-0,08	0,89	-0,56	0,27	-0,92	0,005**	-0,90	0,03*
	H_{SJ}	0,08	0,79	-0,28	0,61	-0,67	0,16	-0,54	0,38
	$H_{CMJ} - H_{SJ}$	-0,17	0,76	-0,45	0,39	-0,57	0,25	-0,57	0,35
	H_{max}	0,67	0,24	-0,43	0,50	-0,60	0,32	-0,89	0,04*
Groupe C	H_{CMJ}	-0,38	0,32	0,46	0,22	-0,33	0,43	0,11	0,78
	H_{SJ}	-0,17	0,66	0,46	0,21	-0,40	0,34	-0,65	0,87
	$H_{CMJ} - H_{SJ}$	-0,35	0,36	0,23	0,59	-0,14	0,74	0,23	0,56
	H_{max}	-0,39	0,31	0,54	0,13	-0,50	0,21	-0,25	0,52

Il n'existe pas de corrélation significative entre les paramètres iR_{MA} et Kp d'une part, et les paramètres de performances en sauts (H_{CMJ} , H_{SJ} , $H_{CMJ}-H_{SJ}$ et H_{max}) d'autres part. Parmi les raideurs intrinsèques, seul l'index iR_{MT} est corrélé avec la performance: pour le groupe S ($R=$

-0,73; $P > 0,05$) une corrélation négative est observée entre iR_{MT} et la différence entre les hauteurs en CMJ et SJ; pour le groupe A, iR_{MT} est négativement corrélé avec la performance en CMJ ($R = -0,95$, $P > 0,005$).

En ce qui concerne la raideur mesurée en condition de sauts verticaux (K_{MI}), elle est corrélée à H_{max} pour les groupes S ($R = -0,89$; $P < 0,005$) et A ($R = -0,89$; $P < 0,05$). Pour le groupe A, K_{MI} est également corrélée négativement à H_{CMJ} ($R = -0,90$; $P < 0,05$).

V DISCUSSION

V.1. Production de force maximale en condition isométrique

Les valeurs de couple volontaire maximal isométrique de flexion plantaire observées chez les sujets témoins correspondent aux données de la littérature pour des angles équivalents de genou et de cheville (Arampatzis et al. 2005). Les sauteurs et les gymnastes aérobic développent, comme il était attendu, un couple maximal isométrique supérieur aux sujets contrôles et aux coureurs de demi-fond et de fond. Ces différences peuvent être expliquées par des adaptations morphologiques musculaires notamment un changement typologique vers les fibres II et/ou une augmentation du diamètre des fibres de type I et II provoqué par la répétition d'exercices de courte durée et d'intensité élevée (Ross et al. 2001). Il est également probable que des prédispositions génétiques des populations élites testées dans le cadre de notre étude contribuent à ces différences typologiques et morphologiques (Linossier et al. 1997). Certaines études antérieures n'ont pas rapporté cette différence entre les CMV isométriques de flexion plantaire de sprinteurs et de sujets sédentaires (Kubo et al., 2000b). Cependant, bien que des spécificités d'entraînement pourraient mener à différencier les adaptations musculaires entre les sauteurs et les sprinteurs, les différences entre leur étude et la nôtre peuvent davantage s'expliquer en termes de niveaux de pratique. En effet, Kubo et al. (2000b) testent des sprinteurs de niveau régional alors que nos athlètes ont un niveau international: les adaptations, pour de telles populations, sont probablement accrues du fait du nombre et de la fréquence supérieurs des entraînements.

V.2. Raideur musculo-tendineuse

Les valeurs moyennes d' iR_{MT} des fléchisseurs plantaires des sujets témoins ($1,83 \pm 0,49 \text{ rad}^{-1}$) sont semblables à celles obtenues dans les études précédentes utilisant des méthodologies proches de la nôtre. Par exemple, Ochala et al. (2004) rapportent des iR_{MT} moyens de $2,03 \pm 0,37 \text{ rad}^{-1}$ chez leurs sujets contrôles.

L'un des principaux résultats de cette étude est que l'ensemble des populations sportives de haut niveau testées ici présente des valeurs de raideur musculo-tendineuse supérieures à la population témoin.

Ces résultats corroborent les investigations de Pousson et al. (1995) et Spurrs et al. (2003) qui analysent chez l'homme les modifications de la raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires à la suite d'une période d'entraînement pliométrique de 5 et 6 semaines, respectivement. Dans un tel type d'entraînement, les exercices consistent en des

sauts et rebonds variés dans le plan vertical ou horizontal. Les muscles sont ainsi soumis à des cycles étirement raccourcissement (SSC). Ce type d'exercice est très largement utilisé lors des séances d'entraînement des sauteurs en longueurs et gymnastes aérobic. En ce qui concerne les coureurs à pied, pour qui l'activité même est de type pliométrique, ils présentent l'augmentation la plus élevée du paramètre de raideur musculo-tendineuse. Ainsi, une telle modification de cette raideur musculo-tendineuse (qui représente la composante élastique série du modèle de Hill) semble être une adaptation logique à une sollicitation musculaire de type SSC. Les phénomènes physiologiques de cette adaptation peuvent être différents selon les populations testées. En ce qui concerne la typologie musculaire, Goubel et Marini (1987) ainsi que Petit et al., (1990) ont montré que les fibres de type II sont plus compliantes (ou moins raides) que les fibres de type I. Ainsi, la raideur musculo-tendineuse plus élevée chez les coureurs de fond pourrait en partie s'expliquer par un pourcentage plus élevé de fibre de type I. D'autre part, pour cette population, Kubo et al. (2000a) ont montré une augmentation de la raideur spécifiquement tendineuse. Il est donc très vraisemblable que les valeurs très élevées d' iR_{MT} chez les coureurs peuvent s'expliquer par l'adaptation à la fois de la fraction passive de la CES (localisée au niveau du tendon) et de sa fraction active (localisée au niveau des ponts d'actine-myosine). Il est intéressant de remarquer à cet égard que les valeurs moyennes d' iR_{MT} les plus élevées concernent la population de coureurs bien que les différences avec les deux autres groupes sportifs ne soient pas significatives.

Par ailleurs, plusieurs études ont montré chez l'animal qu'un changement vers les fibres de type II suite à un entraînement à base de rebonds était associé à une diminution de la raideur de la CES (Pousson et al., 1991; Almeida-Silveira et al., 1994). Au regard de ces études, et bien qu'aucune mesure concernant la proportion typologique n'ait été entreprise dans le cadre de la présente étude, il est probable que les adaptations physiologiques chez les gymnastes et les sauteurs, susceptibles de présenter des proportions supérieures en fibres de type II par rapport aux sujets témoins, soient localisées dans la fraction passive du complexe musculo-tendineux. Cependant, Kubo et al., (2000b), qui testent de manière spécifique la raideur des tendons des fléchisseurs plantaires n'observent pas de différence entre des sprinteurs et des sujets témoins. Certes, comme nous l'avons cité ci-dessus, le niveau de pratique peut à nouveau être évoqué pour expliquer les différences entre leurs résultats et les nôtres. Cependant, dans le cas précis de la mesure de raideur, Kubo et al. (2000b) utilisent une méthode basée sur une technique à ultrasons. Cette méthode a permis de fournir des informations très utiles concernant le rôle précis des structures tendineuses au cours de l'exercice. Cependant la méthode du quick-release utilisée dans le cadre de notre étude

permet d'évaluer la raideur de la CES incluant à la fois les parties proximale et distale du groupe musculaire testé. Elle permet donc une mesure plus "fonctionnelle" de la raideur musculo-tendineuse que la technique par ultrasons.

V.3. Raideur musculo-articulaire active et passive

La raideur musculo-articulaire obtenue en conditions actives (iR_{MA} ; de 4,16 à 4,61 rad^{-1}) ou passives (K_p ; de 37,8 à 56,6 N.m.rad^{-1}) lors du test de perturbations sinusoïdales est en cohérence avec les données observées antérieurement (Hunter and Kearney, 1982; Toft et al., 1991; Lambertz et al. 2001).

En ce qui concerne la raideur MA passive, le groupe de sauteurs et, dans une moindre mesure, le groupe de coureurs, présentent des valeurs de K_p supérieures au groupe témoin. Le paramètre K_p reflète les effets de la raideur musculo-tendineuse passive et articulaire (incluant les ligaments, la peau, les surfaces articulaires). La composante élastique parallèle (CEP, incluant le sarcolemme, les tissus conjonctifs et la protéine titine) peut également contribuer à cette raideur passive musculo-articulaire. Cependant, la méthode des perturbations sinusoïdales employée ici ne nous permet pas de distinguer le niveau de contribution de chaque structure passive impliquée dans les changements de raideur des sportifs. Toutefois, du fait de l'allongement limité du triceps sural à la position neutre de la cheville (90° , angle de départ des perturbations), la CEP a certainement une influence limitée sur les augmentations du paramètre K_p chez les sportifs de haut niveau. Fonctionnellement, une augmentation de K_p résultant des changements ligamentaires pourrait favoriser la stabilité de la cheville, spécifiquement chez les sauteurs en longueur et triple sauteurs. En effet, lors du triple saut par exemple, les forces de réactions au sol peuvent atteindre 15 fois le poids corporel (Perttunen et al. 2000). Une telle adaptation ligamentaire pourrait prévenir chez les sauteurs de haut niveau, les instabilités de la cheville et ainsi diminuer la fréquence des blessures liées aux entorses, courantes dans ce type d'activité. Des investigations supplémentaires sont toutefois nécessaires afin de confirmer ces hypothèses et déterminer précisément la localisation des adaptations et préciser les phénomènes physiologiques sous-jacents.

En ce qui concerne la raideur musculo-articulaire globale (iR_{MA}), aucune population sportive ne présente de différence par rapport à la population témoin. L'interprétation de ce résultat est délicate puisque ce paramètre est supposé refléter les effets combinés de la raideur musculo-tendineuse et de la raideur passive de l'articulation de la cheville. Or, les paramètres

iR_{MT} et Kp sont supérieurs chez les sportifs. Cornu et al. (1997) ont précédemment montré qu'un entraînement pliométrique de 7 semaines menait à une diminution significative de cette raideur musculo-articulaire globale. Ces auteurs observent également une augmentation de la raideur musculo-articulaire passive. Ils émettent l'hypothèse que, d'un point de vue fonctionnel, les modifications des structures actives et passives, de même grandeur mais de sens opposé, permettraient au système musculo-tendineux de satisfaire deux contraintes contradictoires: augmenter la compliance afin d'absorber davantage d'énergie élastique et augmenter la raideur afin de permettre une transmission plus efficace de la force à la périphérie (Cavagna et al. 1981; Anderson et Pandy, 1993). Plus récemment, Lambertz et al. (2001), observent le même type de résultats (i.e. un changement de même grandeur mais de sens opposé d' iR_{MT} et de Kp). Ils émettent l'hypothèse que les structures passives s'adaptent aux changements des structures actives de manière à ce que les variations de la raideur musculo-articulaire globale soient minimisées. Il est intéressant de constater que chez les coureurs, une corrélation négative très significative ($R=-0,95$; $P<0,001$) est observée entre iR_{MT} et Kp . Ces résultats confirment, pour une population qui présente des modifications très importantes des structures passives (Rosager et al. 2002), les hypothèses émises précédemment (Cornu et al. 1997, Lambertz et al. 2001). Toutefois, dans le cadre de notre étude, tant iR_{MT} que Kp sont supérieurs chez les sportifs comparés à la population témoin. L'absence de changements d' iR_{MA} pourrait s'expliquer par des différences entre la réponse réflexe à l'étirement des sportifs et des sédentaires. Ces modifications réflexologiques peuvent modifier les caractéristiques de raideur déduites du diagramme de Bode, lorsque ces activités réflexes interviennent, soit en phase, soit en déphasage de 180° avec la perturbation de position. Des investigations supplémentaires sont requises afin de confirmer ces hypothèses.

V.4. Raideur musculo-squelettique globale

En ce qui concerne les valeurs de raideur globale du membre inférieur (K_{MI}) mesurées lors de rebonds successifs, elles sont du même ordre de grandeur (de 19,6 à 30,6 $kN.m^{-1}$) que celles mesurées par des méthodes similaires (Farley et Morghenroth, 1999; Chelly et al., 2001).

V.4.1. Relation entre la raideur musculo-tendineuse et la raideur musculo-squelettique

Certains résultats de notre étude semblent montrer une influence de la raideur musculo-tendineuse sur la raideur globale lors de sauts verticaux. D'une part, comparés au groupe

contrôle, les sauteurs montrent une augmentation significative à la fois d' iR_{MT} et de K_{MI} . D'autre part, une corrélation positive significative est observée entre ces deux paramètres de raideur pour la population de gymnastes aérobic. Ces résultats semblent cohérents au regard de l'étude de Farley et Morghenroth (1999) qui ont montré que lors de rebonds successifs, le mécanisme prépondérant dans l'ajustement de la raideur du membre inférieur est l'ajustement de la raideur de la cheville.

Toutefois, différents arguments montrent au contraire que l'influence d' iR_{MT} sur K_{MI} reste limitée. Premièrement, bien que ces deux paramètres soient augmentés chez les sauteurs, ce groupe ne présente pas de la corrélation significative entre ces deux variables. A l'inverse, une corrélation significative est observée pour la population de gymnastes aérobic qui, cependant, ne présente pas d'augmentation par rapport aux témoins. Enfin, la population de coureurs, qui présente de valeurs de K_{MI} très proches de celles du groupe contrôle est également celle qui présente les différences les plus marquées d' iR_{MT} .

L'influence limitée du paramètre de raideur musculo-tendineuse intrinsèque des fléchisseurs plantaires sur la raideur du système musculo-squelettique en situation de cycles étirement-raccourcissement doit s'appréhender en termes de contrôle neuromusculaire. En effet, l'étude de Farley et Morghenroth (1999) citée ci-dessus 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. Ainsi, bien que Hof (2003) démontre que les propriétés mécaniques intrinsèques, en particulier l'élasticité musculo-tendineuse, déterminent pour une large part la production de force et le mouvement dans les activités de types SSC, la présente étude semble indiquer que les modifications de la raideur globale dépendent notamment du contrôle neuromusculaire. Ces conclusions sont en accord avec les résultats de Viitasalo et al. (1998) qui concluent que le fonctionnement neuromusculaire est à la source des différences entre athlètes (triples sauteurs) et non-athlètes lors du *drop jump*.

V.4.2. Raideurs et performances

Les résultats des performances (hauteurs atteintes) montrent que quelle que soit la modalité de saut (CMJ, SJ, ou H_{max}), les différences inter-groupes sont semblables: comme attendu, les sauteurs présentent des hauteurs supérieures aux autres groupes; les gymnastes aérobic ne se différencient pas des sujets contrôles; enfin, les coureurs de demi-fond ou de fond présentent des valeurs inférieures aux autres groupes.

Les corrélations entre la raideur musculo-squelettique (K_{MI}), mesurée pendant le test des rebonds, et la hauteur lors de ce test (H_{max}) sont négatives pour le groupe de sauteurs et de gymnastes. En d'autres termes, plus la compliance des membres inférieurs est grande et plus l'athlète saute haut. De plus, pour le groupe de gymnastes, iR_{MT} et K_{MI} sont négativement corrélés aux performances atteintes lors de sauts avec contre-mouvement (H_{CMJ}). En ce qui concerne les sauteurs, iR_{MT} est inversement corrélé à la différences entre les sauts verticaux avec et sans contre-mouvement ($H_{CMJ}-H_{SJ}$). Ces données contredisent les conclusions précédemment formulées concernant le fait que l'augmentation de la raideur musculo-tendineuse semble être une adaptation logique à une sollicitation musculaire de type SSC. Elles sont toutefois en accord avec les études antérieures montrant, au niveau des fléchisseurs plantaires, qu'une CES compliant (peu raide) permet d'optimiser les performances en *squat jump* (SJ; Bobbert, 2001; Hof et al. 2002), *counter-movement* ou *drop jump* (CMJ ou DJ; Walshe and Wilson 1997).

Les observations contradictoires concernant les adaptations des propriétés mécaniques chez les sportifs de haut niveau et leur influence sur la performance mettent en évidence la complexité des relations entre les caractéristiques élastiques des différentes structures anatomiques sollicitées lors des activités de type SSC. Ces contradictions peuvent s'expliquer par le fait que l'augmentation de la compliance tend à accroître le stockage de l'énergie élastique mais également à diminuer la quantité d'énergie fournie par les éléments contractiles au squelette (Cavagna et al. 1981; Anderson et Pandy, 1993). Notre étude montre que pour résoudre cette balance entre compliance et raideur, l'adaptation des propriétés mécaniques intrinsèques se réalise dans le sens d'une raideur accrue chez les sportifs de haut niveau afin de transmettre la force de manière plus efficace à la périphérie lors de la phase de restitution. Ce sont les athlètes dont le fonctionnement neuromusculaire permettra de contrebalancer cette augmentation de raideur, nécessaire par ailleurs, qui présenteront les performances les plus élevées, par le biais d'un stockage supérieur d'énergie élastique pendant la phase excentrique. Il peut être noté que chez les coureurs, qui présentent l'augmentation de raideur musculo-tendineuse la plus élevée, les performances en sauts sont inférieures à la population de non-athlètes. D'après nos hypothèses, il semblerait que lorsque les modifications sont trop marquées, l'équilibre devienne impossible, au détriment de la performance. Il est évident que pour les coureurs de demi-fond ou de fond, ces suppositions d'une part, ne tiennent pas compte des facteurs qualitatifs classiquement rapportés tels que le type de fibres et la vitesse de contraction musculaire pour expliquer les hauteurs inférieures atteintes (Harrison et al., 2004), et que d'autre part, les adaptations très marquées (Rosager et

al. 2002) servent les performances de course à pied, dont les caractéristiques mécaniques requises diffèrent de celles des sauts verticaux (Arampatzis et al. 1999).

VI Conclusion

En termes d'adaptation des propriétés élastiques musculo-tendineuses des fléchisseurs plantaires, l'ensemble des athlètes présente des augmentations par rapport à la population de non-athlètes. Ces adaptations concourent à améliorer l'efficacité de la transmission des forces musculaires au squelette. Cependant, ces adaptations ont une influence limitée sur les modifications de la raideur du système musculo-squelettique ainsi que sur les performances lors de sauts verticaux. Les athlètes très entraînés aux activités de type cycles étirement-raccourcissement utilisent le fonctionnement du système neuromusculaire afin d'augmenter la compliance du système musculo-squelettique global. Ainsi, chez les sportifs de haut niveau, il semble qu'une balance entre la raideur musculo-tendineuse, induite par des processus adaptatifs structuraux, et la compliance du système musculo-squelettique, induite par une coordination et/ou une activité réflexe adéquate, permette d'optimiser des activités de type SSC.

REFERENCES

- Almeida-Silveira MI, Perot C, Pousson M, Goubel F. Effects of stretch-shortening cycle training on mechanical properties and fibre type transition in the rat soleus muscle. *Pflugers Arch* 427:289-94, 1994.
- 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.
- Bobbert MF, Huijing PA, Van Ingen Schenau G. A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *J. Biomechanics* 19:887-898, 1986.
- Cavagna GA. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev* 5: 89-129, 1977.
- Cavagna GA, Citterio G, Jacini P. Effects of speed and extend of stretching on the elastic properties of active frog muscle. *J Exp Biol.* 91: 131-143, 1981.
- Chelly SM, AND Denis C . Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Med.Sci.Sports Exerc.* 33: 326-333, 2001.
- 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.
- Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech* 32: 267-273, 1999.
- Goubel F, Lensele-Corbeil G. *Biomécanique. Eléments de mécanique musculaire.* Paris, Masson, 1 Vol: 154p, 1998.
- Goubel F, Marini JF. Fibre type transition and stiffness modification of soleus muscle of trained rats. *Pflugers Arch* 410:321-5, 1987.
- Harrison AJ, Keane SP, Coglán J. Force-velocity relationship and stretch-shortening cycle function in sprint and endurance athletes. *J Strength Cond Res* 18:473-9, 2004.

- Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceeding of the Royal Society B* 126: 136-195, 1938.
- Hof AL, Van Zandwijk JP, Bobbert MF. Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiol Scand* 174:17-30, 2002.
- Hof AL. Muscle mechanics and neuromuscular control. *J Biomech* 36:1031-1038,2003.
- Hunter IW, Kearney RE. Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque. *J Biomech* 15: 747-52,1982.
- Huxley AF, Simmons RM. Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle. *J Physiol* 218:59-60, 1971.
- Jewell BR, Wilkie DR. An analysis of the mechanical components in frog's striated muscle. *J Physiol (Lond)* 143: 515-40, 1958.
- Kearney RE and Hunter IW. System identification of human joint dynamics. *Crit Rev Biomed Eng* 18: 55-87, 1990.
- 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.
- Linossier MT, Dormois D, Perier C, Frey J, Geysant A, Denis C. Enzyme adaptations of human skeletal muscle during bicycle short-sprint training and detraining. *Acta Physiol Scand* 161:439-45, 1997.
- 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.

- Petit J, Filippi GM, Gioux M, Hunt CC, Laporte Y. Effects of tetanic contraction of motor units of similar type on the initial stiffness to ramp stretch of the cat peroneus longus muscle. *J Neurophysiol* 64:1724-32, 1990.
- Perttunen JO, Kyrolainen H, Komi PV, Heinonen A. Biomechanical loading in the triple jump. *J Sports Sci.* 18:363-370, 2000.
- Pousson M, Perot C, Goubel F. Stiffness changes and fibre type transitions in rat soleus muscle produced by jumping training. *Pflugers Arch* 419:127-30, 1991.
- Pousson M, Legrand J, Bergaud S, Hoecke J. Van. Détente et élasticité : effets d'un entraînement pliométrique. *Science et Motricité* 25: 19-26, 1995.
- Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Neergaard K, Kjaer M, Magnusson SP. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports* 12:90-8, 2002.
- Ross A, Leveritt M. Long-term metabolic and skeletal muscle adaptations to short-sprint training: implications for sprint training and tapering. Review. *Sports Med.* 2001;31(15):1063-82.
- 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
- Toft E, Sinkjaer T, Larsen K, Andreassen S. Mechanical and electromyographical responses to stretch of human ankle extensors. *J Neurophysiol* 65: 1402-10, 1991.
- Tognella F, Mainar A, Vanhoutte C, and Goubel F. A mechanical device for studying mechanical properties of human muscles in vivo. *J Biomech* 30: 1077-1080, 1997.
- Viitasalo JT, Salo A, Lahtinen J. Neuromuscular functioning of athletes and non-athletes in the drop jump. *J Appl Physiol Occup Physiol* 78:432-40, 1998.
- Walshe AD, Wilson GJ. The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Can J Appl Physiol* 22: 117-132, 1997.

RESUME

Objectif

L'objet de cette étude est d'analyser les éventuelles modifications des propriétés mécaniques musculo-tendineuses des fléchisseurs plantaires chez des sportifs de haut niveau d'activités sportives sollicitant différemment l'articulation de la cheville. Par ailleurs, les relations de ces propriétés mécaniques avec, 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.

Méthodologie

Trente cinq sujets masculins [8 sauteurs (groupe S); triple saut, n=3; saut en longueur, n=5) 8 spécialistes d'aérobic sportive (groupe A), 10 spécialistes de course à pied de demi-fond ou de fond (groupe C), tous d'un niveau national ou international, et 9 sujets témoins (groupe T)] participent à l'étude. Ils sont évalués à partir des tests de quick-release et de perturbations sinusoïdales pour la détermination des propriétés de raideur musculo-tendineuse (iR_{MT}) et musculo-articulaire active (iR_{MA}) et passive (K_p), respectivement. Par ailleurs, des tests de sauts verticaux permettent de déterminer la raideur musculo-squelettique globale (K_{MI}) et les hauteurs maximales atteintes (H_{max} , H_{CMJ} et H_{SJ}).

Résultats et discussion

L'analyse montre un effet significatif ($P < 0.001$) de l'activité sportive pratiquée sur le paramètre iR_{MT} . Alors que les sujets contrôles présentent des valeurs d' iR_{MT} de $1,83 (\pm 0,49) \text{ rad}^{-1}$, les valeurs des groupes S, A et C, respectivement $2,76 (\pm 0,80)$, $3,06 (\pm 0,77)$ et $3,68 (\pm 1,45) \text{ rad}^{-1}$, sont significativement supérieures.

Les valeurs de K_{MI} sont supérieures ($P < 0,01$) chez les sauteurs [$30,6 (\pm 11,3) \text{ kN.m}^{-1}$] en comparaison de celles des témoins [$19,6 (\pm 7,8) \text{ kN.m}^{-1}$]. En revanche, les groupes A [$25,0 (\pm 8,6) \text{ kN.m}^{-1}$] et C [$23,3 (\pm 3,3) \text{ kN.m}^{-1}$] ne présentent pas de différence significative ($P > 0,05$) avec les autres groupes.

L'influence d' iR_{MT} sur K_{MI} reste limitée. De plus, en ce qui concerne la raideur mesurée en condition de sauts verticaux (K_{MI}), elle est corrélée à H_{max} pour les groupes S ($R = -0,89$; $P < 0,005$) et A ($R = -0,89$; $P < 0,05$). Pour les gymnastes, K_{MI} est également corrélée négativement à H_{CMJ} ($R = -0,90$; $P < 0,05$). Les corrélations entre la raideur musculo-squelettique (K_{MI}), mesurée pendant le test des rebonds, et la hauteur lors de ce test (H_{max}) sont négatives pour le groupe de sauteurs et de gymnastes. Autrement dit, plus la compliance des membres inférieurs est grande et plus l'athlète saute haut. Les observations contradictoires concernant les adaptations des propriétés mécaniques chez les sportifs de haut niveau et leur influence sur la performance mettent en évidence la complexité des relations entre les caractéristiques élastiques des différentes structures anatomiques sollicitées lors des activités de type SSC.

Conclusion

Notre étude montre que pour résoudre la balance entre compliance et raideur, l'adaptation des propriétés mécaniques intrinsèques se réalise dans le sens d'une raideur accrue chez les sportifs de haut niveau afin de transmettre la force de manière plus efficace à la périphérie lors de la phase de restitution. Ce sont les athlètes dont le fonctionnement neuromusculaire permettra de contre-balancer cette augmentation de raideur, nécessaire par ailleurs, qui présenteront les performances les plus élevées.

Mots clés: Fléchisseurs plantaires; Raideur musculo-tendineuse; Raideur musculo-squelettique; Performance; Sauts verticaux; Sportifs "élites".