

## (12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
6 octobre 2016 (06.10.2016)

WIPO | PCT

## (10) Numéro de publication internationale

WO 2016/157043 A1

(51) Classification internationale des brevets :  
*A61H 1/02* (2006.01)      *A61N 1/36* (2006.01)

BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/IB2016/051673

(22) Date de dépôt international :  
24 mars 2016 (24.03.2016)

(25) Langue de dépôt : français

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(26) Langue de publication : français

(30) Données relatives à la priorité :  
00470/15      1 avril 2015 (01.04.2015)      CH

## Publiée :

— avec rapport de recherche internationale (Art. 21(3))

(71) Déposant : RB PATENTS SARL [CH/CH]; Avenue des Châtaigniers 4, 1844 Villeneuve (CH).

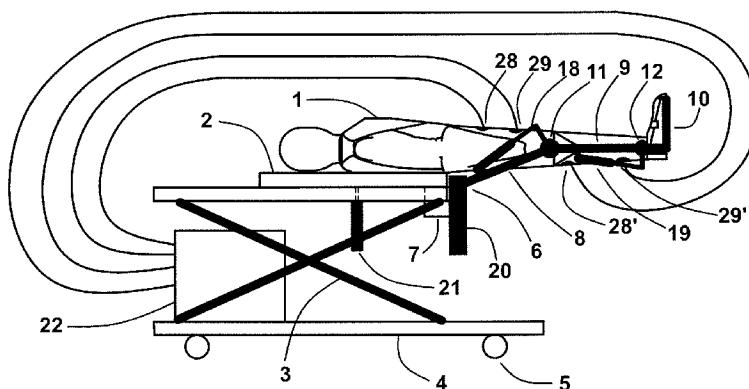
(72) Inventeur : BRODARD, Roland; Avenue des Châtaigniers 4, 1844 Villeneuve (CH).

(81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY,

(54) Title : DEVICE FOR DRIVING THE LOWER LIMBS OF A PERSON IN DORSAL OR PARTIAL DECUBITUS COMBINED WITH DRIVING WALKING IN VERTICAL POSITION

(54) Titre : DISPOSITIF D'ENTRAÎNEMENT DES MEMBRES INFÉRIEURS D'UNE PERSONNE EN DÉCUBITUS DORSAL OU PARTIEL COMBINÉ AVEC L'ENTRAÎNEMENT DE LA MARCHE EN POSITION VERTICALE

**Fig. 1**



(57) Abstract : The invention relates to a device for driving the lower limbs of a person, comprising; a base frame (4); a table (2) supporting the person (1); at least one motorised mechanical orthosis arranged to constitute an interface with at least one of the lower limbs of said person (1) so that the movements of said lower limb and said orthosis are connected and identical, said orthosis being attached to one end of said table (2); and a device for functional electrical stimulation and for measuring an electromyogram (24, 25) comprising at least one pair of stimulation and measurement electrodes (28, 29) intended for acting on a muscle or muscle group of said lower limb, and for stimulating said muscle or muscle group, as well as for measuring the reaction of said muscle or muscle group, characterised in that the device also comprises a raising mechanism (3) which makes it possible to vary the vertical position of the table (2) relative to the base frame (4) between a low position, in which the transfer and the installation of the person (1) are made easier, intermediate working positions, and a raised position making it possible to drive the person (1) in standing position, and a mechanism for tilting said table (2) which makes it possible to vary the inclination of said table (2) relative to the base frame

[Suite sur la page suivante]



---

(4), in particular between a horizontal position, in which the person (1) is positioned in dorsal decubitus, and a vertical position, in which the person (1) is in standing position, the combination of the mechanisms for raising and tilting the table (2) allowing the mobility of said orthosis across the entire respective physiological ranges of movement of said lower limb.

**(57) Abrégé :** L'invention concerne un dispositif d'entraînement des membres inférieurs d'une personne, comprenant un châssis de base (4), une table (2) supportant la personne (1), au moins une orthèse mécanique motorisée agencée pour constituer une interface avec au moins un des membres inférieurs de ladite personne (1) de telle sorte que les mouvements dudit membre inférieur et de ladite orthèse sont liés et identiques, ladite orthèse étant fixée à une extrémité de ladite table (2), et un dispositif de stimulation électrique fonctionnelle et de mesure d'électromyogramme (24, 25) comprenant au moins une paire d'électrodes de stimulation et de mesure (28, 29) destinées à agir sur un muscle ou groupe musculaire dudit membre inférieur pour, d'une part, stimuler ledit muscle ou groupe musculaire, et, d'autre part, mesurer la réaction dudit muscle ou groupe musculaire, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un mécanisme d'élévation (3) permettant de faire varier la position verticale de la table (2) par rapport au châssis de base (4) entre une position basse, dans laquelle le transfert et l'installation de la personne (1) sont facilités, des positions de travail intermédiaires, et une position haute permettant un entraînement en position debout de la personne (1) et un mécanisme d'inclinaison de ladite table (2) permettant de faire varier l'inclinaison de ladite table (2) par rapport au châssis de base (4), notamment entre une position horizontale, dans laquelle la personne (1) est positionnée en décubitus dorsal, et une position verticale, dans laquelle la personne (1) est en position debout, la combinaison des mécanismes d'élévation et d'inclinaison de la table (2) permettant la mobilité de ladite orthèse sur toute l'étendue des plages physiologiques respectives de mouvements dudit membre inférieur.

**Dispositif d'entraînement des membres inférieurs d'une personne  
en décubitus dorsal ou partiel combiné avec l'entraînement de la  
marche en position verticale.**

5

**Domaine de l'invention**

Le domaine de l'invention concerne un dispositif permettant la rééducation et/ou l'entraînement de la mobilité, de la force et de l'endurance des membres inférieurs d'une personne en décubitus dorsal ou partiel combiné avec l'entraînement de la marche en position verticale, notamment pour la réadaptation suite à un handicap moteur ou neuromoteur, tel que par exemple une paraplégie, hémiplégie ou en cas d'infirmité motrice cérébrale; ainsi que dans le domaine du sport pour la rééducation fonctionnelle post-traumatique et/ou l'entraînement.

15 

**Etat de la technique**

Des dispositifs exerçant la mobilité des membres inférieurs d'une personne en position couchée ou assise sont connus, il s'agit soit de dispositifs de simple pédalage, généralement du type ergocycle, tels que par exemple les dispositifs StimMaster et ERGYS2, soit de dispositifs permettant l'extension des jambes contre une résistance de charge, dénommée usuellement "leg press", tel que par exemple le dispositif CON-TREX. Quelques dispositifs bénéficient de l'assistance d'une stimulation neuromusculaire électrique.

Le plus évolué de ces dispositifs de mobilisation des membres inférieurs à structure de type exosquelette, assisté par une stimulation neuromusculaire électrique réglée en boucle fermée, est décrit dans le brevet US 7,381,192 et est commercialisé sous la référence commerciale Motionmaker™. Ce dispositif permet un entraînement de la mobilité, de la force musculaire et de l'endurance sur toute l'étendue de la plage physiologique des articulations des membres inférieurs. Ce dispositif présente toutefois plusieurs inconvénients. En particulier, il n'est pas capable de mouvements rapides parce que les moteurs électriques d'actionnement de la structure de type exosquelette ont des puissances limitées du fait que leurs dimensions sont également limitées car ils sont fixés sur l'exosquelette mobile. Pour les mêmes raisons, la force maximale délivrée par ce dispositif lors d'un exercice d'extension du

membre inférieur du type "leg press" n'est que de 250 Newton par jambe, très insuffisante pour permettre l'entraînement de personnes saines et/ou seulement parétiques, la force nécessaire pour l'entraînement de type "leg press" d'une personne saine devant être de l'ordre de 2000 Newton par jambe.

5

D'autres dispositifs exerçant l'entraînement à la marche d'une personne en position debout sont connus, il s'agit le plus souvent de dispositifs utilisant un tapis roulant motorisé sur lequel l'utilisateur est supporté par un système de décharge de son poids au moyen usuellement d'un harnais de type parachutiste et dont la marche sur

10 le tapis roulant est, soit assistée par une orthèse de jambe soit par une attelle de jambe, alors que le poids de ces éléments peut être supporté par des éléments complémentaires de décharge comme par exemple un support en forme de parallélogramme. Le brevet US 6,821,233 décrit un tel dispositif. Une variante de ce

15 type de dispositifs remplace le tapis roulant motorisé par un système composé de deux plaques mobiles motorisées, chacune de ces plaques étant destinée à supporter un pied de l'utilisateur. Lesdites plaques effectuent un mouvement motorisé alterné en avant et en arrière qui détermine un mouvement alterné des jambes qui s'apparente au mouvement de la marche. Les dispositifs GangTrainer et HapticWalker utilisent cette variante. Un autre dispositif décrit par le brevet US

20 6,685,658 consiste en une table motorisée de verticalisation de l'utilisateur, lui permettant de passer de la position en décubitus dorsal à la position verticale avec les pieds reposant alors sur deux plaques mobiles à mouvement motorisé alterné.

Les dispositifs décrits ci-dessus dans le cadre de l'état de la technique ont

25 l'inconvénient de ne pas être polyvalents car il s'agit, soit de dispositifs spécifiques qui exercent en position couchée ou assise la mobilité des membres inférieurs et l'entraînement de la force et de l'endurance de dite mobilité, soit d'autre dispositifs spécifiques qui exercent en position verticale un entraînement à la marche.

30 Il est donc nécessaire d'améliorer les systèmes et méthodes proposés, pour mieux répondre aux exigences physiologiques d'une réadaptation globale et précoce de la fonction motrice et locomotrice des membres inférieurs, et pour faciliter et simplifier la tâche de l'opérateur du système, tout en garantissant une solution totalement fiable et efficace.

L'objectif de l'invention est de pouvoir réaliser au moyen d'un dispositif, unique et polyvalent, une rééducation globale fonctionnelle précoce des membres inférieurs d'un patient neurologique (paralysé ou parétique) et/ou l'entraînement d'une personne saine en combinant, en position en décubitus dorsal ou partiel, l'entraînement de la mobilité, de la force et de l'endurance desdits membres contre une résistance de charge ajustable avec, en position debout (verticale), l'entraînement précoce de la marche.

## 10 Description de l'invention

La présente invention concerne un dispositif d'entraînement des membres inférieurs d'une personne en décubitus dorsal ou partiel combiné avec l'entraînement de la marche en position verticale.

15 Il est bien connu qu'il résulte de l'immobilisation des membres, notamment d'une paralysie, un lourd handicap fonctionnel qui peut être aggravé par toute une série de complications : atrophie musculaire, escarres, spasticité, ostéoporose, troubles circulatoires et rétractions musculo-tendineuse ainsi que capsulo-ligamentaires.

A une rétraction musculo-tendineuse est associée une atrophie musculaire. Il en 20 résulte que le muscle perd sa force et son endurance. Par conséquent, il perd sa capacité de fournir un travail fonctionnel.

La rétraction capsulo-ligamentaire est également une complication majeure et très fréquente qui peut provoquer une limitation d'amplitude articulaire (ankylose) et des attitudes vicieuses. Avec le temps, elle peut également avoir une répercussion sur le 25 cartilage articulaire.

Il est donc impératif de prévenir ces différentes complications, et en particulier les problèmes musculo-tendino-articulaires, en mobilisant régulièrement le patient dès le début de sa lésion par un programme bien établi en fonction de la lésion, pour 30 renforcer la musculature et l'endurance des membres inférieurs.

Il est également essentiel que, le plus rapidement possible, le patient soit mis en position verticale (position debout), afin qu'il soit dans une position physiologique assurant une régularisation des différents métabolismes et de nombreuses fonctions

physiologiques, puis de débuter un entraînement précoce de la fonction de locomotion qui est l'un des objectifs principaux en vue de la restauration de la marche à un niveau optimal.

- 5 Idéalement, les entraînements de mobilité des membres et de la marche doivent être débutés de la manière la plus précoce compatible avec le cas spécifique d'un patient donné. D'une manière globale l'entraînement doit permettre d'éviter que l'inactivité ne favorise encore la mise en veilleuse du schéma moteur et chez les patients neurologiques la dégénérescence neuronale avec perte du schéma moteur.
- 10 10 L'entraînement est important pour conserver une activité neuronale jusqu'à ce qu'une régénération potentielle des activités volontaires soit révélée.

Chez les patients neurologiques, l'atteinte neuronale est le plus souvent partielle, et par exemple, seulement 20% des personnes paraplégiques ont subi une atteinte 15 totale de la moelle épinière, alors que 80% ne montrent qu'une atteinte partielle de la moelle épinière.

La majorité des patients neurologiques, ayant une atteinte neuronale cérébrale ou médullaire partielle, présentent un potentiel de récupération fonctionnelle basé sur la grande faculté de «plasticité» du système nerveux central et notamment sur sa 20 capacité de «plasticité de substitution», c'est-à-dire que, par suite d'une réorganisation des circuits nerveux sous-lésionnels, des circuits nerveux non atteints, encore sains, peuvent se substituer à des circuits nerveux détruits pour en assurer la fonction.

25 25 Cette plasticité de substitution peut être stimulée car pour l'essentiel elle est déterminée par les informations nerveuses fournies au système nerveux central par le système nerveux proprioceptif et, plus précisément encore, par la boucle fermée de réglage réalisée entre le système nerveux proprioceptif et les nerfs moteurs (motoneurones alpha) des muscles concernés. .

30

Il convient de bien rappeler ici un point essentiel : la contraction de tout muscle responsable d'un mouvement est sous le contrôle du système nerveux proprioceptif dont ledit muscle dépend. Ce système nerveux comprend des propriocepteurs, qui sont des récepteurs, à l'origine d'une fibre nerveuse sensitive, sensibles aux

stimulations produites par les mouvements du corps. Ces récepteurs sont situés au voisinage des os, des articulations et des muscles. Le système nerveux proprioceptif (qui représente la sensibilité profonde) forme, avec les muscles qu'il contrôle, un système de réglage en boucle fermée, subtile et précis, qui permet le contrôle des

5 mouvements et de la position du corps.

Dans le cadre du système nerveux proprioceptif, les muscles jouent un rôle majeur car ils contiennent deux propriocepteurs essentiels, les fuseaux neuromusculaires, qui informent de manière prépondérante le système nerveux central de la position et

10 du mouvement des segments des membres du corps par rapport à son environnement par la transmission d'informations concernant la longueur des muscles auxquels ils appartiennent et la vitesse de variation de cette longueur et les organes tendineux de Golgi par leur transmission d'informations concernant le degré de tension (force) du tendon auquel ils appartiennent et par conséquent de la force  
15 exercée par le muscle concerné.

Il résulte de ce qui précède que ces deux propriocepteurs intramusculaires jouent un rôle primordial dans le contrôle de la position et des mouvements. Mais une caractéristique commune à ces deux types de propriocepteurs intramusculaires est  
20 qu'ils ne sont sensibles qu'à leur étirement et qu'ils restent silencieux à défaut d'étirement.

L'ensemble des informations fournies par les propriocepteurs intramusculaires permet un contrôle rigoureux de la contraction du muscle, par la modulation de  
25 l'influx nerveux moteur, transmis à ce muscle par ses neurones moteurs d'origine médullaire, autrement dit par ses motoneurones alpha.

L'exemple suivant démontre toute l'importance de cette caractéristique primordiale commune. Normalement, la contraction volontaire d'un muscle fléchisseur d'une  
30 articulation donnée provoque un mouvement de flexion de dite articulation. Cette contraction avec raccourcissement dudit muscle détermine une tension des tendons du muscle dont le degré de force est transmis au système nerveux central par les organes tendineux de Golgi, tandis que les fuseaux neuromusculaires dudit muscle sont co-activés (par les motoneurones gamma) avec la contraction de ce muscle et

transmettent au système nerveux central en temps réel la longueur du muscle et la vitesse de variation de cette longueur. Dans ce cas, toutes les informations proprioceptives relatives au mouvement de flexion articulaire transmises au système nerveux central sont correctes.

5

Dans le cas, où au contraire d'un mouvement volontaire, le mouvement de flexion de ladite articulation est provoqué de manière passive par un moyen externe, manuel ou robotique, le mouvement induit provoque le raccourcissement passif imposé au muscle, il n'y a dès lors aucune tension soumise aux tendons dudit muscle et en

10 l'absence de tension, les organes de Golgi restent silencieux, et les fuseaux neuromusculaires, qui ne sont pas co-activés par ce raccourcissement passif du muscle, restent dès lors également silencieux. Dans ce cas, aucune information proprioceptive n'est transmise au système nerveux central.

15 L'exemple ci-dessus met dès lors en exergue l'inconvénient majeur résultant d'un entraînement par des mouvements passifs imposés par un moyen externe manuel ou robotique. Il devient évident que de tels mouvements ne transmettent pas au système nerveux central les précieuses informations proprioceptives indispensables à la stimulation efficace de la plasticité de substitution et qu'ils peuvent même se  
20 révéler contre-productifs.

Il résulte de ce qui précède que la participation active des muscles à un entraînement efficace des membres inférieurs est impérative et incontournable.

Ainsi, chez les patients neurologiques qui présentent un déficit ou une absence de  
25 commande motoneuronale de la contraction musculaire volontaire, une stimulation électrique fonctionnelle (SEF) des muscles parétiques ou paralysés réglée en boucle fermée en temps réel est la solution de choix pour provoquer les contractions musculaires contrôlées, aptes à transmettre les informations proprioceptives adéquates au système nerveux central. Un autre avantage de cette stimulation de  
30 type CLIMFES (Closed-Loop Integrated Myography Functional Electrical Stimulation) est de permettre de réaliser et de contrôler, en force, vitesse et amplitude articulaire, tous les mouvements articulaires physiologiques des membres.

- L'objectif essentiel d'un entraînement de rééducation est de permettre au patient de recouvrer, puis d'entretenir une capacité de travail fonctionnel (en quelque sorte un niveau de "fitness") des membres inférieurs qui, dans toute la mesure du possible soit capable de soutenir le poids du corps en position verticale, ou mieux encore, soit
- 5 capable de le faire passer d'une position assise, voire accroupie à la position verticale et réciproquement. A ce stade seulement, le patient sera véritablement apte à pouvoir entreprendre de manière précoce, avec un bénéfice optimal, un entraînement spécifique du processus de la marche bipède.
- 10 Pour atteindre l'objectif décrit ci-dessus, il convient d'entraîner des schémas moteurs des mouvements et de la marche aussi réels et normaux que possible. Pour cela il faut s'assurer que les informations proprioceptives, fournies par les muscles au système nerveux central, sont aussi proches que possible des informations résultant d'un mouvement volontaire similaire. Il en résulte que les mouvements entraînés doivent être réalisés en respectant le plus étroit mimétisme des mouvements volontaires initiaux, avec une participation active des muscles concernés et en respectant scrupuleusement les résistances de charge qui s'opposaient à ces mouvements initiaux.
- 15
- 20 Dans le cas spécifique de l'entraînement précoce du processus de la marche bipède, il suffit dans un premier temps de respecter scrupuleusement la cinématique et la dynamique contre résistance de charge naturelle des mouvements des trois segments des membres inférieurs, soit de la séquence des mouvements de flexion-extension de la cuisse à l'articulation de la hanche, de la jambe à l'articulation du
- 25 genou et du pied à l'articulation de la cheville, pour stimuler convenablement la plasticité de substitution, puis le cas échéant pouvoir constater les premiers signes de récupération motrice fonctionnelle de la marche. En cas de signes probants de récupération, un entraînement plus élaboré de la marche naturelle sur le sol prenant en compte notamment les mouvements naturels spécifiques du bassin pourra alors
- 30 être valablement envisagé.

Un objectif complémentaire est de fournir au rééducateur un indice précoce et précurseur fiable de la capacité potentielle de récupération d'une activité fonctionnelle volontaire, au moyen de l'électromyographie de surface (EMG) des

muscles concernés, puis de pouvoir suivre le développement de cette phase de récupération tout au long des entraînements consécutifs.

A ce jour, il n'existe pas de dispositif unique et polyvalent d'entraînement des 5 membres inférieurs d'un patient neurologique en position en décubitus dorsal ou partiel combiné avec l'entraînement de la marche en position verticale, qui remplit les conditions énoncées ci-dessus, de façon à pouvoir entraîner les membres inférieurs d'une manière physiologique, respectant un étroit mimétisme de l'activité volontaire devenue impossible ou restreinte, conséutivement à une lésion du système nerveux 10 central et dont on peut évaluer les prémisses d'une récupération motrice fonctionnelle et son degré d'évolution dans le temps au moyen d'un système intégré d'électromyographie de surface (EMG).

Le but de la présente invention est de proposer un dispositif d'entraînement unique 15 et polyvalent des membres inférieurs combiné avec l'entraînement précoce à la marche qui soit exempt des inconvénients (défauts) énumérés ci-dessus et qui satisfasse les conditions énoncées ci-dessus, de façon à assurer un entraînement physiologiquement optimal de rééducation des membres inférieurs, puis d'entraînement à la marche, en respectant le plus étroit mimétisme d'un 20 entraînement actif volontaire et intégrant l'appréciation des résultats et leur évolution au fil du temps au moyen d'une électromyographie de surface (EMG) intégrée.

La réunion fonctionnelle en un seul dispositif polyvalent de l'ensemble des fonctionnalités, usuellement dévolues à deux types de dispositifs distincts, présente 25 l'avantage qu'un tel dispositif, unique et compact, permet d'économiser beaucoup d'espace et de faciliter grandement le travail de l'opérateur, notamment par l'étendue des fonctionnalités disponibles sur le même dispositif.

A cet effet, l'invention concerne un dispositif d'entraînement des membres inférieurs 30 tel que défini à la revendication 1.

### Description détaillée

La description qui suit, donnée à titre d'exemple de réalisation, se réfère aux dessins sur lesquels:

- La Fig. 1 illustre de façon schématique un mode d'exécution du dispositif selon l'invention dans sa position horizontale basse permettant l'installation initiale du patient en décubitus dorsal;

5

- Les Fig. 2 et 3 montrent de façon schématique deux positions, respectivement une position graduelle intermédiaire en décubitus partiel à la Fig. 2 et la position verticale (debout du patient) à la Fig. 3;

10 - Les Fig. 4a et 4b montrent de façon schématique les deux positions extrêmes de l'orthèse fonctionnelle du dispositif de la Fig. 1, en flexion 4a et en extension 4b;

- La Fig. 5 montre le harnais de type parachutiste destiné à soutenir et maintenir le patient sur le dispositif, notamment dans les positions des Fig. 2 et 3;

15

- La Fig. 6 montre un schéma bloc de l'ensemble du système selon la présente invention.

Selon l'exemple de réalisation du dispositif représenté à la Fig. 1, le dispositif

20 comporte une table 2 agencée et articulée sur un mécanisme mobile élévateur à ciseaux 3, de telle sorte que dite table, initialement horizontale, puisse être graduellement élevée et inclinée, puis indexée en toute position intermédiaire, comme illustré sur la Fig. 2 jusqu'à une position finale verticale illustrée sur la Fig 3.

25 Le mécanisme mobile élévateur à ciseaux 3 est lui-même agencé sur un châssis de base 4 muni de roulettes de déplacement 5. A l'extrémité articulée de la table 2 sont fixées par l'intermédiaire d'une articulation 6, et au moyen d'un support ajustable en hauteur 7 deux orthèses fonctionnelle identiques de type exosquelette, soit une orthèse fonctionnelle pour chaque jambe du patient 1. La table 2, dûment rembourrée est destinée à supporter le dos et le bassin du patient en position initiale

30 en décubitus dorsal. Chacune des deux orthèses constitue un système robotique de type série, composé de trois segments 8, 9, 10, liés par des articulations 11, 12.

Chacune des orthèses est agencée de façon à réaliser un exosquelette de soutien et de guidage du membre inférieur, assurant ainsi une interface mécanique avec les trois segments corporels qui composent le membre inférieur, à savoir la cuisse, la jambe et le pied.

- 5 A cet effet et en référence à la Fig. 2, les segments du membre inférieur, cuisse et jambe, peuvent être liés aux segments correspondants 8, 9 de l'orthèse mécanique au moyen de supports rembourrés en forme de gouttière 13, 14 et de sangles à fermeture du type «velcro» 15, 16 reliés à la structure orthétique.
- 10 Les segments orthétiques de la cuisse 8 et de la jambe 9 sont constitués de tubes télescopiques, dont la longueur peut être adaptée à la morphologie du patient, de telle façon que les articulations orthétiques de la hanche 6, du genou 11 et de la cheville 12, coïncident d'un point de vue fonctionnel, avec les articulations physiologiques correspondantes du patient. Le troisième segment orthétique 10  
15 constitue le support plantaire. Le pied est maintenu constamment appuyé contre ce support plantaire au moyen d'une structure souple, qui s'apparente à la structure supérieure d'une chaussure, pouvant être fermée solidement par des languettes souples 17 à fermeture de type «velcro».
- 20 L'anatomie et la biomécanique des membres humains révèlent une structure articulaire et musculaire de type sériel. Ainsi l'interface décrite, liant intimement les segments corporels du membre inférieur aux segments orthétiques correspondants de type sériel, constitue une unité fonctionnelle : les mouvements du membre et de l'orthèse seront dès lors liés et identiques.
- 25 La structure robotique de type sériel de l'orthèse lui permet dès lors de coopérer idéalement avec la propre structure sérielle des segments du membre et d'assurer le plus étroit mimétisme au plan physiologique, permettant d'effectuer avec la même simplicité et efficacité, aussi bien des entraînements musculaires et articulaires en chaîne fermée, tels que par exemple le "leg press", le pédalage et le processus de la  
30 marche, que des entraînements spécifiques avec toute la précision requise en chaîne ouverte d'une articulation donnée et des muscles impliqués.

Toutefois, les orthèses peuvent également être réalisées avec une cinématique de type parallèle sans sortir du cadre de la présente invention.

La cinématique de type sériel de chaque orthèse, qui ne comporte qu'une seule chaîne cinématique, est la plus simple qui soit. Les avantages d'un tel système sériel sont assez nombreux, car ce système est très facilement ajustable à la morphologie 5 du patient. On peut le plier facilement et automatiquement. Les trois articulations étant indépendantes, la commande est très simple.

Mais surtout, comme présenté aux Fig. 4a et 4b, la mobilité articulaire autorisée par un tel système est maximale et permet un entraînement optimal de la mobilité articulaire, sur toute son étendue physiologique. En effet, un tel entraînement exige 10 pour chacune des articulations les amplitudes de mouvements, respectivement d'extension et de flexion suivantes :

- Articulation de la hanche : – 30° à 120°
- Articulation du genou : – 10° à 130°
- 15 - Articulation de la cheville : – 25° à 45°

Les orthèses sérielles de type exosquelette comprenant les trois articulations hanche, genou et cheville sont placées de part et d'autre des membres inférieurs, côté externe. Chaque articulation est pilotée par un mécanisme de type bielle- 20 manivelle et une transmission motorisée. Ce mécanisme permet d'actionner une manivelle par l'intermédiaire d'une bielle. Celle-ci est, dans la tradition de la robotique médicale légère, une tige filetée qui coulisse comme un vérin. Le mouvement télescopique est obtenu par un écrou dont la rotation est commandée par un moteur électrique, transformant ainsi la rotation du moteur et de l'écrou en mouvement de 25 translation appliquée aux articulations de l'orthèse. La vis sans fin joue également un rôle de réducteur. Cette solution « traditionnelle » présente l'avantage d'un coût raisonnable et d'une implantation assurant une facilité de contrôle local.

Mais cette solution révèle plusieurs inconvénients:

30 Les actionneurs électriques ont une faible puissance massique, cette dernière étant le rapport entre la puissance développée par l'actionneur à la masse de celui-ci. Le rapport de réduction est fixe et limité.

La vitesse et le couple délivrés dépendent du rapport de réduction: un faible rapport de réduction permet une plus grande vitesse mais un moindre couple, un grand rapport de réduction diminue la vitesse mais augmente le couple.

La capacité de l'actionneur électrique est également limitée par l'échauffement du

5 moteur qui doit dès lors être surdimensionné.

Dans le cas d'espèce du dispositif selon l'invention, les actionneurs des articulations du genou et de la cheville représentent des masses critiques puisqu'ils sont «portés» par l'orthèse elle-même souvent en position de porte-à-faux. Ainsi l'inertie de masse

10 devient-elle d'autant plus critique que la vitesse de mouvement de l'orthèse augmente.

Il résulte d'une réalisation antécédente d'un tel dispositif avec des actionneurs

électriques pourtant dûment calculés que la puissance et la vitesse des orthèses des jambes peuvent s'avérer juste compatibles pour assurer un entraînement initial des

15 membres inférieurs paralysés. Mais que la vitesse et la puissance disponibles s'avèrent insuffisantes pour assurer et contrôler les mouvements des membres du dispositif selon l'invention et notamment la prise en charge de la totalité du poids du patient lors de l'entraînement du processus de la marche en position debout.

20 Dans le cas du dispositif selon l'invention un objectif est d'obtenir notamment dans le cas de l'entraînement de la force par pleine extension d'une jambe (exercice de "leg press") contre résistance de charge, une force maximale de 2000 Newton à une vitesse maximale de 1 m/s.

Un autre objectif est que l'orthèse de jambe puisse, dans le cadre de l'entraînement

25 à la marche en position debout sur le support plantaire 10 de l'orthèse, supporter la totalité du poids du patient lors la phase de prise d'appui du cycle de la marche. Sachant qu'il est prévu un poids maximum autorisé du patient de 140 kg et que lors de la prise d'appui ce poids augmente encore de l'ordre de 20%, le poids total à prendre en charge est de l'ordre de 170 kg. Par conséquent la force maximale visée

30 de 2000 Newton est nécessaire.

Pour surmonter tous les inconvénients décrits précédemment des actionneurs électriques et répondre aux exigences de la présente invention, il est prévu d'équiper le dispositif selon l'invention d'actionneurs hydrauliques. Ces derniers présentant les

avantages suivants: Une puissance massique de 5 à 10 fois plus importante que les actionneurs électriques, un pouvoir d'accélération très important et une grande vitesse d'actionnement, même au couple maximal.

- 5 Ces caractéristiques et la grande rigidité des actionneurs hydrauliques autorisent un entraînement direct, sans réducteur, des articulations de l'orthèse, bien adapté à la motricité répartie des articulations de l'orthèse et autorisant des mouvements fluides.

Un autre inconvénient des actionneurs électriques est que leur fonctionnement se 10 révèle fort bruyant, associés à leur réducteur, ils émettent un bruit désagréable à caractère strident, encore sensiblement augmenté par le nombre d'actionneurs fonctionnant simultanément au sein d'un dispositif robotique orthétique. Un tel bruit entraîne une nuisance avérée pour l'utilisateur et son environnement.

Au contraire, un système d'actionneurs hydrauliques présente l'avantage d'un 15 fonctionnement quasiment silencieux qui procure un grand confort d'utilisation.

Les seuls éléments quelque peu bruyants d'un système hydraulique sont la pompe et les servo-valves électriques qui peuvent être regroupées dans une unité centrale insonorisée.

Enfin les actionneurs hydrauliques présentent encore l'avantage, contrairement aux 20 actionneurs électriques, de ne pas émettre de parasites électromagnétiques. Cet avantage est déterminant à proximité immédiate d'un système intégré de mesure d'électromyogrammes (EMG) utilisé conjointement avec le fonctionnement des actionneurs, comme cela sera décrit plus loin.

25 Comme représenté à la Fig.1, les articulations orthétiques du genou 11 et de la cheville 12 sont du type bielle-manivelle. La bielle étant la tige des vérins hydrauliques à double effet 18 et 19. Dans cette disposition, la bielle a une extrémité faisant un mouvement de translation associé à un mouvement pendulaire lié à la manivelle.

30 L'articulation orthétique de la hanche nécessitant une capacité de rotation totale de 150° ne peut pas être du type bielle-manivelle. Un vérin hydraulique rotatif 20 est utilisé à cet effet.

Chaque vérin hydraulique est muni d'un capteur de position, chaque articulation orthétique est munie d'un capteur de position angulaire absolue 33, et de capteurs de forces et de couples 34.

- 5 En raison de l'adoption d'un système d'actuateurs hydrauliques de la mobilité des orthèses, il est également prévu d'utiliser des actuateurs hydrauliques, respectivement pour actionner au moyen d'un vérin hydraulique le mécanisme mobile élévateur à ciseaux 3 de la table 2 et pour actionner graduellement au moyen d'un vérin 21 le passage de la position horizontale de la table 2 représentée à la  
10 figure Fig.1 à la position verticale de dite table représentée à la Fig. 3 et pour l'indexer à toute position inclinée intermédiaire telle que représentée à la Fig. 2.

La Fig. 5 illustre à titre d'exemple un harnais (37) complet de soutien de la personne sur la table d'accueil 2. Ce harnais comprend une ceinture principale pelvienne (ou  
15 du bassin), fixée par sa partie dorsale à dite table. Cette ceinture est munie d'une partie inférieure de type cuissard (39), destinée à soutenir le poids du patient, notamment en position verticale, et d'une ceinture abdominale de stabilisation.

Des bretelles (38) sont également rattachées à la partie supérieure arrière de la ceinture pelvienne. L'autre extrémité des bretelles est rattachée derrière l'épaule du  
20 patient à la table d'accueil 2. Tout le harnais est prévu parfaitement ajustable à la taille d'une personne donnée.

Le harnais remplit trois fonctions: 1) la stabilisation latérale de la personne, 2) en position en décubitus dorsal et dans les positions intermédiaires en décubitus partiel, les bretelles contrebalancent la force de réaction exercée durant les exercices  
25 d'entraînement, notamment dans le cas d'exercice de "leg press", et 3) en position debout pour l'exercice de la marche, le cuissard soutient le poids de la personne.

En référence à la Fig. 6 qui montre, à titre d'exemple de réalisation, le schéma-bloc d'un système selon la présente invention décrit ci-après.  
30 Une unité centrale de commande 22 qui contient un micro-ordinateur 23 qui est l'unité centrale de programmation, de traitement des données et de contrôle de l'ensemble du système. Ce micro-ordinateur est connecté avec différents modules ou

unités décrits ci-après. Le micro-ordinateur 23 est connecté avec au moins un module de stimulation neuromusculaire électrique 24.

Chaque canal de sortie d'un module de stimulation 24 est connecté à une station de commutation 27, chargée de la gestion d'une paire d'électrodes 28 et 29.

5

Le micro-ordinateur 23 est également connecté avec au moins un module de mesure d'électromyogramme (EMG) 25 dont le canal d'entrée de mesure est connecté à la station de commutation 27.

Le micro-ordinateur 23 est également connecté directement avec la station de 10 commutation 27.

Le micro-ordinateur 23 est également connecté avec une unité de gestion et de contrôle 32 d'une paire d'électrodes de référence 30 et 31 du système EMG mises à la masse dudit système.

15 L'ensemble du système modulaire de stimulation neuromusculaire et de mesure d'électromyogramme présenté ci-dessus et appliqué selon la présente invention constitue un "Système multicanaux de stimulation électrique fonctionnelle (SEF) et de mesure d'électromyogramme (EMG) décrit de manière détaillée dans la demande de brevet suisse No 00262/15, ainsi que dans la demande de brevet internationale 20 PCT/IB2016/050896.

Le micro-ordinateur 23 est également connecté avec au moins une unité de gestion et de contrôle 26 des micropuces électroniques d'identification et d'authentification incorporées aux électrodes 28 et 29, ainsi que 30 et 31. Ce système d'identification 25 et d'authentification des électrodes appliqué selon la présente invention est décrit de manière détaillée sous le titre "Electrode transcutanée de surface avec micropuce électronique incorporée" dans la demande de brevet suisse No 00263/15, ainsi que dans la demande de brevet internationale PCT/IB2016/050896.

30 Le micro-ordinateur 23 est également connecté avec les capteurs de position 33 intégrés à chacune des articulations 6, 11 et 12 des orthèses, ainsi qu'aux actuateurs hydrauliques du mécanisme élévateur à ciseaux 3 de la table 2 et à l'actuateur 21 de l'inclinaison de la table 2.

Le micro-ordinateur 23 est également connecté avec les capteurs de forces et de couples 34 intégrés à chacune des articulations 6, 11 et 12 des orthèses, qui peuvent être mobilisées ou freinées par les vérins hydrauliques 18, 19 et 20.

5 Les capteurs de position 33 et les capteurs de forces et de couples 34 transmettent en temps réel leurs informations au micro-ordinateur 23. Ledit micro-ordinateur de gestion de l'unité centrale de commande 22 interprète ces données, ce qui permet de connaître en temps réel la position angulaire articulaire, l'accélération et la vitesse  
10 angulaire de chaque articulation, ainsi que les forces et couples qui s'y développent, ainsi que la hauteur de la position de la table 2 au-dessus du sol et l'angle d'inclinaison de dite table, pouvant varier graduellement de la position initiale horizontale à la position verticale.

15 Ces informations constituent ainsi un rétrocontrôle complet de l'activité sous résistance de charge de chaque articulation. Ce rétrocontrôle technique se substitue ainsi au rétrocontrôle physiologique, tel qu'il est normalement transmis au système nerveux central par le système nerveux proprioceptif. En fait le rétrocontrôle technique fourni par la structure serielle orthétique mime étroitement le rétrocontrôle  
20 physiologique déficient.

Le micro-ordinateur 23 est également connecté à chacune des servovalves électro-hydrauliques du groupe 35 qui contrôle le flux hydraulique délivré, par le groupe de puissance hydraulique 36 comprenant un réservoir et une pompe, à chaque  
25 actuateur hydraulique (vérin hydraulique) 18, 19, 20, 21 et au mécanisme élévateur à ciseaux 3.

Le micro-ordinateur 23 est enfin connecté à une interface homme/machine 37 à écran tactile pour le contrôle du dispositif par l'opérateur, combiné à un système de  
30 «biofeedback» par l'affichage sur ledit écran placé devant la personne en exercice, de diverses données indiquant le niveau de performance réalisé ou à réaliser, notamment pour motiver et inciter la personne à persévérer.

La littérature spécialisée met en évidence toute l'importance d'une implication mentale qui peut avoir un effet complémentaire bénéfique marqué qui facilite l'activité en cours.

- 5 L'exécution conforme d'un programme d'entraînement est contrôlée par un dispositif dit de «compliance» qui mémorise dans le micro-ordinateur 23 différentes données résultant de l'exécution dudit entraînement, telles que par exemple les éventuels écarts d'exécution de chacun des paramètres initialement programmés. Cette compliance peut ensuite être consultée et interprétée par l'opérateur.

10

En référence à la Fig. 1, le dispositif est montré dans sa position initiale avec la table d'accueil du patient dans sa position la plus basse, par exemple à 55 cm au-dessus du sol. Dans cette position, le mécanisme d'ajustage en hauteur du support 7 permet également d'abaisser l'articulation 6 de fixation des orthèses à la table 2 pour 15 escamoter ledites orthèses en-dessous du plateau de dite table comme cela est montré sur la Fig. 1.

Cette disposition basse de la table d'accueil du patient avec la fixation escamotée des orthèses permet un transfert facile dudit patient de son fauteuil sur dite table.

- Puis au moyen du mécanisme élévateur à ciseaux 3, la table peut être élevée à une 20 hauteur optimale pour l'opérateur et la hauteur du support ajustable 7 peut être ajustée pour que l'articulation 6 de fixation des orthèses coopère correctement avec l'articulation de la hanche du patient. Pour l'opérateur, cette position intermédiaire de la hauteur de la table 2 et du patient facilite grandement les réglages anthropométriques, notamment l'ajustage du harnais (37), de la longueur des 25 segments orthétiques télescopiques de la cuisse 8 et de la jambe 9, des supports 13 et 14, et de leurs sangles de fermeture 15 et 16, ainsi que le placement des électrodes.

- Puis par l'ajustage graduel, respectivement de la hauteur de la table 2 et de son 30 inclinaison en position intermédiaire en décubitus partiel, la position du patient est amenée à la position d'entraînement optimale d'un exercice donné, tel que par exemple "leg press" ou pédalage, ou encore de tout autre exercice donné. Un exemple de dite position intermédiaire est illustré sur la Fig. 2.

L'ajustage graduel, respectivement de la hauteur de la table 2 et de son inclinaison permet en position finale d'amener la table 2 à une hauteur adéquate et en position verticale avec le patient debout sur les supports plantaires 10 des orthèses des jambes, alors que son propre poids est supporté par le harnais selon la Fig. 5.

- 5 Dans cette ultime position montrée sur la Fig. 3, le patient est prêt à débuter un entraînement du processus de la marche.

Le but essentiel du dispositif est d'être capable de générer des mouvements des membres inférieurs avec n'importe quel type de trajectoires dûment contrôlées,

- 10 exécutées contre des résistances de charge fixes ou évolutives programmées.

La cinématique de la trajectoire d'un mouvement donné est calculée et mémorisée dans le micro-ordinateur 23. Cette cinématique d'une trajectoire donnée peut être reproduite avec une totale fidélité car chacune des deux orthèses fonctionnelles 15 motorisées par les actuateurs hydrauliques 18, 19, 20 constitue un système robotique de type sériel composé de trois segments 8, 9, 10 liés par les articulations 11, 12 et à la table de travail 2 par l'articulation 6. Les capteurs de position 33 et les capteurs de force et de couple 34, incorporés à chacune desdites articulations de l'orthèse permettent le réglage en boucle fermée en temps réel de dite trajectoire.

20

Initialement une trajectoire donnée est calculée pour être reproduite de manière passive, à force nulle exercée par le patient, seules les masses propres de l'orthèse et la masse de la jambe sont prises en compte et neutralisées, notamment contre la gravité. Dans ce cas il n'y a pas d'interaction active du sujet avec l'orthèse.

25

Puis la même trajectoire est accomplie de manière active volontaire par un sujet sain et la séquence d'électromyogrammes (EMG) des muscles impliqués est dûment mesurée et enregistrée. Cette procédure peut être répétée avec différentes valeurs de résistances de charge appliquées aux articulations.

30

Une procédure identique peut être accomplie, en position debout du sujet, pour la trajectoire spécifique des jambes durant un cycle de la marche.

La trajectoire reproduite de manière passive, à force nulle exercée par le patient, est réalisée alors que tout le poids du patient est supporté par son harnais, ce qui entraîne une absence totale de force appliquée sur le support plantaire 10 et par conséquent aucune force de réaction exercée par ledit support plantaire.

- 5 La même trajectoire du cycle de la marche est ensuite accomplie de manière active volontaire par un sujet sain et la séquence d'électromyogrammes (EMG) des muscles impliqués est dûment mesurée et enregistrée. Cette procédure doit être répétée avec différentes valeurs de la force appliquée sur le support plantaire 10 provoquant une force de réaction équivalente exercée par ledit support plantaire,
- 10 10 force qui correspondra à la proportion de poids du sujet libérée de son soutien par le harnais.

Cette variation de la force appliquée sur le support plantaire 10 peut être obtenue par une très légère variation de la trajectoire dudit support plantaire réalisée par une très

- 15 15 légère modulation de la longueur du rayon de cercle décrit entre ledit support plantaire et l'articulation orthétique de la hanche 6. Lorsque ledit rayon de cercle est très légèrement réduit la force appliquée sur le support plantaire 10 augmente et la force de réaction exercée par ledit support plantaire augmente de manière équivalente, ce qui provoque une décharge de force équivalente au niveau du
- 20 20 harnais de soutien du sujet.

Cette légère modulation dudit rayon de cercle peut aller jusqu'à l'application totale du poids du corps sur le support plantaire 10 et donc la décharge complète au niveau du harnais.

- 25 Même dans ce cas extrême, le raccourcissement nécessaire dudit rayon de cercle ne gêne pas de manière significative une coopération adéquate des segments orthétiques avec les segments corporels de la jambe permettant sans restriction un accomplissement correct du cycle de la marche.

- 30 Par ce même jeu de modulation en temps réel dudit rayon de cercle durant un cycle de la marche, il est possible de moduler la force de réaction exercée par le support plantaire 10 pour respecter un étroit mimétisme avec la modulation de la force de réaction du sol bien connue intervenant lors d'un cycle de marche volontaire.

Quand l'exécution volontaire de la trajectoire d'un mouvement donné n'est pas possible, en raison d'une paralysie des muscles impliqués, ou déficiente en raison d'une parésie desdits muscles, il a été mis en exergue plus haut dans le texte de la description de l'invention, l'inconvénient majeur résultant d'un entraînement passif 5 imposé par un moyen externe manuel ou robotique, et au contraire toute l'importance primordiale et physiologiquement incontournable de la participation active des muscles impliqués.

Il est également décrit que dans de tels cas, la participation active des muscles peut être efficacement provoquée par une stimulation desdits muscles au moyen d'une 10 stimulation électrique fonctionnelle des muscles réglée en boucle fermée en temps réel de type CLIMFES (Closed-Loop Integrated Myography Functional Electrical Stimulation).

Pour réaliser une telle stimulation, il est usuellement procédé à une modélisation 15 préalable complexe de chaque muscle donné qui inclut l'intensité de stimulation (mA). Le modèle prend également en considération l'influence des angles articulaires. Ce qui est modélisé par deux fonctions cubiques, une pour chaque articulation dans le cas de muscles bi-articulaires. L'identification est accomplie à divers angles et intensités déterminés. Le temps d'identification total pour les 20 relations de force intensité et de force position est dès lors d'environ 10 minutes. Il résulte finalement de ce type de modélisation que le régulateur adapté est complexe. Une telle modélisation a notamment été décrite dans le brevet US 7,381,192.

La complexité de la modélisation et du régulateur, le nombre et la complexité des 25 calculs qui doivent être exécutés ralentissant le processus, et surtout le temps d'identification de 10 minutes nécessaire avant chaque séance d'entraînement présentent autant d'inconvénients.

Selon la présente invention une stratégie différente de stimulation pour surmonter les 30 inconvénients précités est appliquée.

Le dispositif comprend un système intégré de mesure et d'enregistrement préalable de la séquence des électromyogrammes (EMG) de tous les muscles impliqués dans l'exécution d'une trajectoire définie, cette séquence définit, tout au long de ladite

trajectoire et pour chaque muscle, une fenêtre de stimulation en fonction de la position de son EMG, qui empêche également que ledit muscle ne soit stimulé à des moments non physiologiques. La relation force position découle également de ladite fenêtre de stimulation. La relation force intensité est également basée sur les

5 mesures EMG.

Pour une trajectoire prédéfinie, exécutée de manière active volontaire par un sujet sain sans aide de la part du dispositif de l'invention et au moyen de ses seules capacités physiques, toutes les données de référence de la séquence correspondante des EMG mesurés peuvent être enregistrées en ligne dans une table

10 de correspondance intégrée audit système.

Par ailleurs, durant l'exécution de ladite trajectoire prédéfinie, les mesures effectuées par les capteurs de position articulaires 33 et/ou les capteurs de force 34 peuvent être enregistrées dans une table de correspondance intégrée au système pouvant coopérer avec la table de correspondance des EMG.

15 Une telle mise en œuvre a l'avantage d'être simple, précise et très rapide. Parce que la table de correspondance représente exactement la trajectoire désirée, aucune approximation n'est effectuée.

Il en résulte que les mesures EMG fournissent les informations correctes de synchronisation de la stimulation électrique. Alors que les capteurs de force 34

20 permettent l'ajustement de l'intensité de la stimulation électrique. La combinaison des mesures EMG et desdits capteurs de force 34 permet finalement une stimulation neuromusculaire réglée en boucle fermée en temps réel du type CLIMFES (Closed-Loop Integrated Myography Functional Electrical Stimulation).

En conséquence un simple régulateur destiné au réglage des actuateurs hydrauliques 18, 19 et 20 peut être du type classique PID (proportionnel intégral dérivé), il n'y a plus aucune nécessité d'implémentation plus complexe pour contrôler les orthèses des jambes.

Le dispositif décrit ci-dessus offre une extrême polyvalence d'applications, car il est

30 capable de générer et contrôler des mouvements des membres inférieurs exécutant n'importe quel type de trajectoires physiologiques dûment contrôlées, exécutées contre des résistances de charge fixes ou évolutives programmées. Il permet aussi bien des entraînements musculaires et articulaires en chaîne fermée que des entraînements spécifiques en chaîne ouverte d'une articulation donnée.

Il permet en position en décubitus dorsal ou partiel l'entraînement de la mobilité, de la force et de l'endurance des membres inférieurs et en position verticale l'entraînement précoce de la marche.

Par son système intégré combinant une stimulation de type CLIMFES avec les 5 mesures EMG, il assure un entraînement physiologiquement optimal avec une participation active des muscles qui, associée au respect du plus étroit mimétisme de l'activité volontaire devenue impossible ou restreinte suite à une lésion du système nerveux central, garantit une stimulation proprioceptive correcte du système nerveux central et, si nécessaire, de sa plasticité de substitution et d'évaluer de manière 10 objective les prémisses d'une récupération fonctionnelle, puis son évolution dans le temps au moyen du système intégré de mesure d'électromyographie de surface (EMG).

Finalement, il permet un entraînement global optimal d'une personne en situation 15 d'handicap moteur ou neuromoteur, tel que par exemple paraplégie, hémiplégie, et en cas d'infirmité moteur cérébrale; ainsi que dans le domaine du sport pour la rééducation fonctionnelle post-traumatique et/ ou l'entraînement.

Suite à la description qui vient d'être faite, dans le but d'illustrer la manière dont 20 l'invention peut être réalisée avantageusement, il convient de noter que l'invention n'est pas limitée à cette réalisation. Plusieurs variantes de réalisation d'un dispositif d'entraînement des membres inférieurs et des membres supérieurs d'une personne en décubitus dorsal ou partiel combiné avec l'entraînement de la marche en position verticale peuvent être envisagées dans le domaine de l'homme de l'art sans sortir du 25 cadre de la présente invention telle que définie dans les revendications annexées.

## Revendications

1. Dispositif d'entraînement des membres inférieurs d'une personne, comprenant  
5 un châssis de base (4), une table (2) supportant la personne (1), au moins une orthèse mécanique motorisée agencée pour constituer une interface avec au moins un des membres inférieurs de ladite personne (1) de telle sorte que les mouvements dudit membre inférieur et de ladite orthèse sont liés et identiques, ladite orthèse étant fixée à une extrémité de ladite table (2), et un dispositif de stimulation électrique  
10 fonctionnelle et de mesure d'électromyogramme (24, 25) comprenant au moins une paire d'électrodes de stimulation et de mesure (28, 29) destinées à agir sur un muscle ou groupe musculaire dudit membre inférieur pour, d'une part, stimuler ledit muscle ou groupe musculaire, et, d'autre part, mesurer la réaction dudit muscle ou groupe musculaire, caractérisé en ce qu'il comprend en outre un mécanisme  
15 d'élévation (3) permettant de faire varier la position verticale de la table (2) par rapport au châssis de base (4) entre une position basse, dans laquelle le transfert et l'installation de la personne (1) sont facilités, des positions de travail intermédiaires, et une position haute permettant un entraînement en position debout de la personne (1) et un mécanisme d'inclinaison de ladite table (2) permettant de faire varier  
20 l'inclinaison de ladite table (2) par rapport au châssis de base (4), notamment entre une position horizontale, dans laquelle la personne (1) est positionnée en décubitus dorsal, et une position verticale, dans laquelle la personne (1) est en position debout, la combinaison des mécanismes d'élévation et d'inclinaison de la table (2) permettant la mobilité de ladite orthèse sur toute l'étendue des plages physiologiques  
25 respectives de mouvements dudit membre inférieur.
2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte deux orthèses, chacune étant agencée pour constituer une interface avec l'un des membres inférieurs du patient.
3. Dispositif selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que chaque orthèse comporte au moins trois segments orthétiques (8, 9, 10) destinés à constituer une interface mécanique avec respectivement la cuisse, la jambe et le pied de la personne (1), les premier et deuxième segments (8, 9) comportant des moyens (13,

15 ; 14, 16) pour leurs liaisons respectives à la cuisse et à la jambe de la personne (1) et le troisième segment (10) étant disposé de façon à constituer un support plantaire et comportant des moyens (17) pour sa fixation au pied de la personne (1),  
5 le premier segment (8) étant relié, à l'une de ses extrémités, à la table (2) par une première articulation motorisée (6) positionnée au niveau des hanches de la personne (1) et, à son autre extrémité, à l'une des extrémités du deuxième segment (9) par une deuxième articulation motorisée (11), l'autre extrémité dudit deuxième segment (9) étant reliée par une troisième articulation motorisée (12) au troisième segment (10), la motorisation des articulations (6, 11, 12) étant assurée par des  
10 actuateurs (18, 19, 20).

4. Dispositif selon la revendication 3, caractérisé en ce que les moyens de liaison des premier et deuxième segments orthétiques (8, 9) consistent en des supports rembourrés en forme de gouttière (13, 14) permettant de loger un des membres inférieurs de la personne (1) et en des sangles (15, 16) reliées auxdits segments orthétiques (8, 9).  
15

5. Dispositif selon la revendication 3 ou 4, caractérisé en ce que le troisième segment orthétique (10) possède la forme générale d'une chaussure permettant de loger un des pieds de la personne (1), ladite chaussure étant fermée solidement au moyen de languettes souples (17).  
20

6. Dispositif selon l'une des revendications 3 à 5, caractérisé en ce que les actuateurs (18, 19, 20) sont de type hydraulique, notamment des vérins hydrauliques à double effet (18, 19) pour les deuxième et troisième articulations (11, 12) et un vérin hydraulique rotatif (20) pour la première articulation (6).  
25

7. Dispositif selon l'une des revendications 3 à 6, caractérisé en ce que les premier et deuxième segments orthétiques (8, 9) sont constitués d'éléments de longueurs variables, de façon à pouvoir adapter leur longueur à la morphologie de la personne (1).  
30

8. Dispositif selon l'une des revendications 3 à 7, caractérisé en ce que la première articulation (6) est fixée de manière réglable à la table (2) de telle sorte qu'elle puisse être escamotée en-dessous du niveau de la table (2) en position horizontale pour faciliter le transfert et l'installation de la personne (1) sur ladite table (2).

9. Dispositif selon l'une des revendications 3 à 8, caractérisé en ce que chaque articulation (6, 11, 12) est munie d'au moins un capteur de position (33) et d'au moins un capteur de force (34), lesdits capteurs (33, 34) étant aptes à transmettre en temps réel à une unité centrale de commande (22) des données relatives à la position de ladite articulation (6, 11, 12) et aux forces et couples qui s'y développent.

10. Dispositif selon la revendication 9, caractérisé en ce que l'unité centrale de commande (22) contient au moins une table de données de référence, dans lesquelles ont été enregistrées une série de mesures d'électromyogramme effectuées par la paire d'électrodes de stimulation et de mesure (28, 29) en relation avec une série de mesures effectuées par les capteurs de position et de force (33, 34), lesdites données de référence étant relatives à un utilisateur de référence ayant mobilisé chacun de ses membres inférieurs selon une trajectoire prédéfinie au moyen de ses seules capacités physiques, ladite unité centrale de commande (22) utilisant ladite table de données de référence pour contrôler les actuateurs (18, 19, 20) et la paire d'électrodes de stimulation et de mesure (28, 29) en boucle fermée et en temps réel de manière à mobiliser au moins l'un des membres inférieurs de la personne (1) selon ladite trajectoire prédéfinie .

25

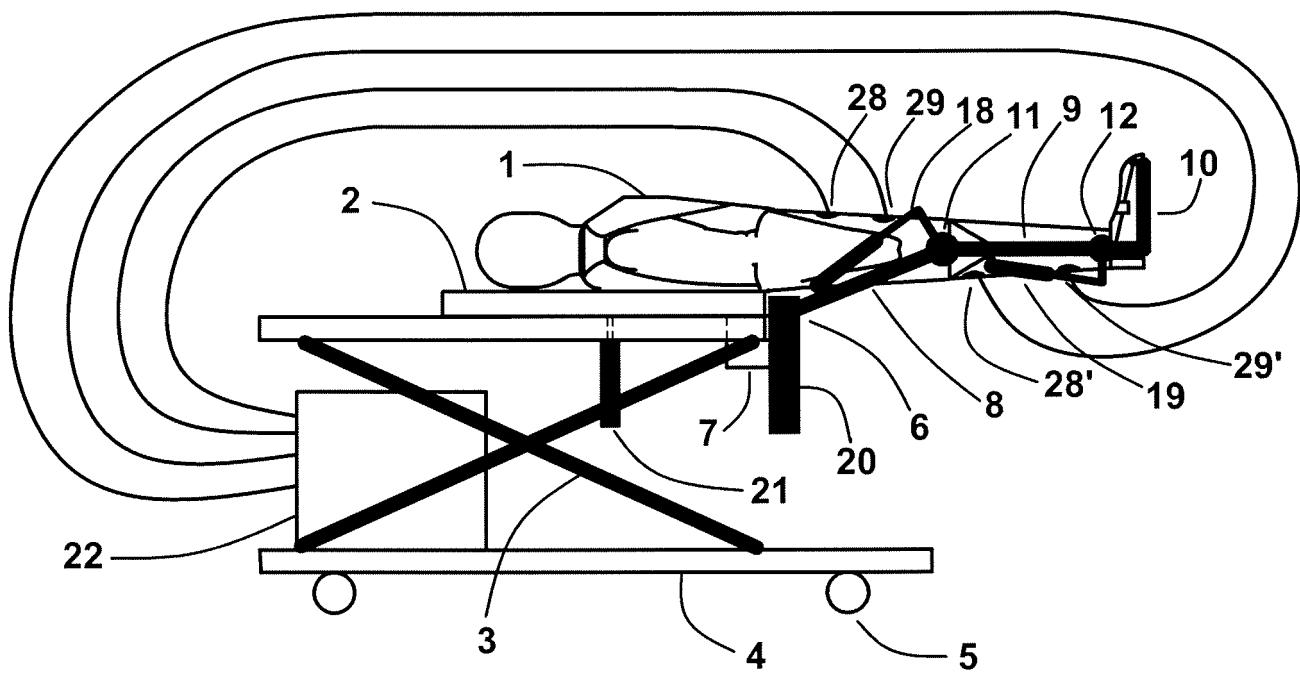
11. Dispositif selon la revendication 9 ou 10, caractérisé en ce que l'unité centrale de commande (22) comprend un micro-ordinateur (23).

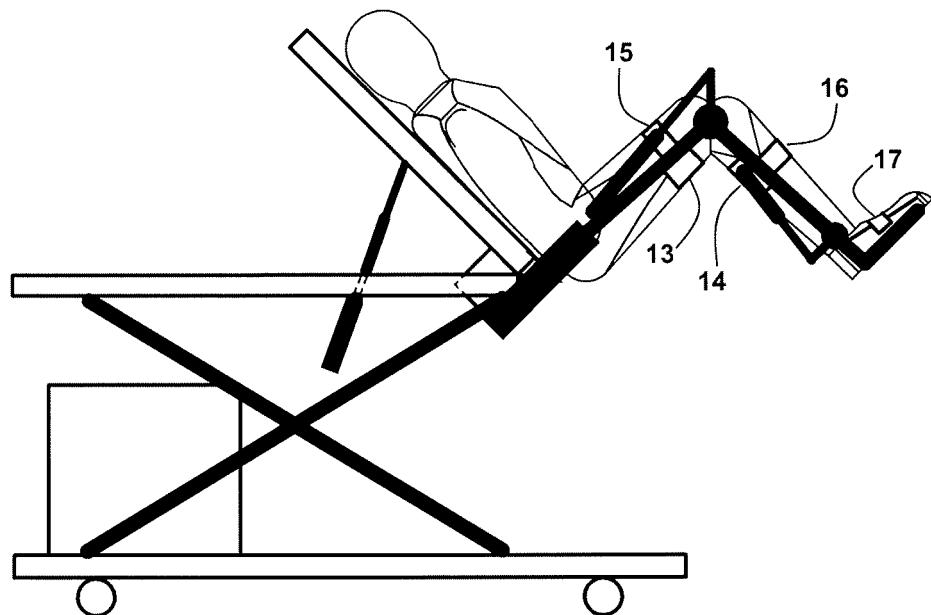
12. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le mécanisme d'inclinaison de la table (2) comprend au moins un actuateur (21).

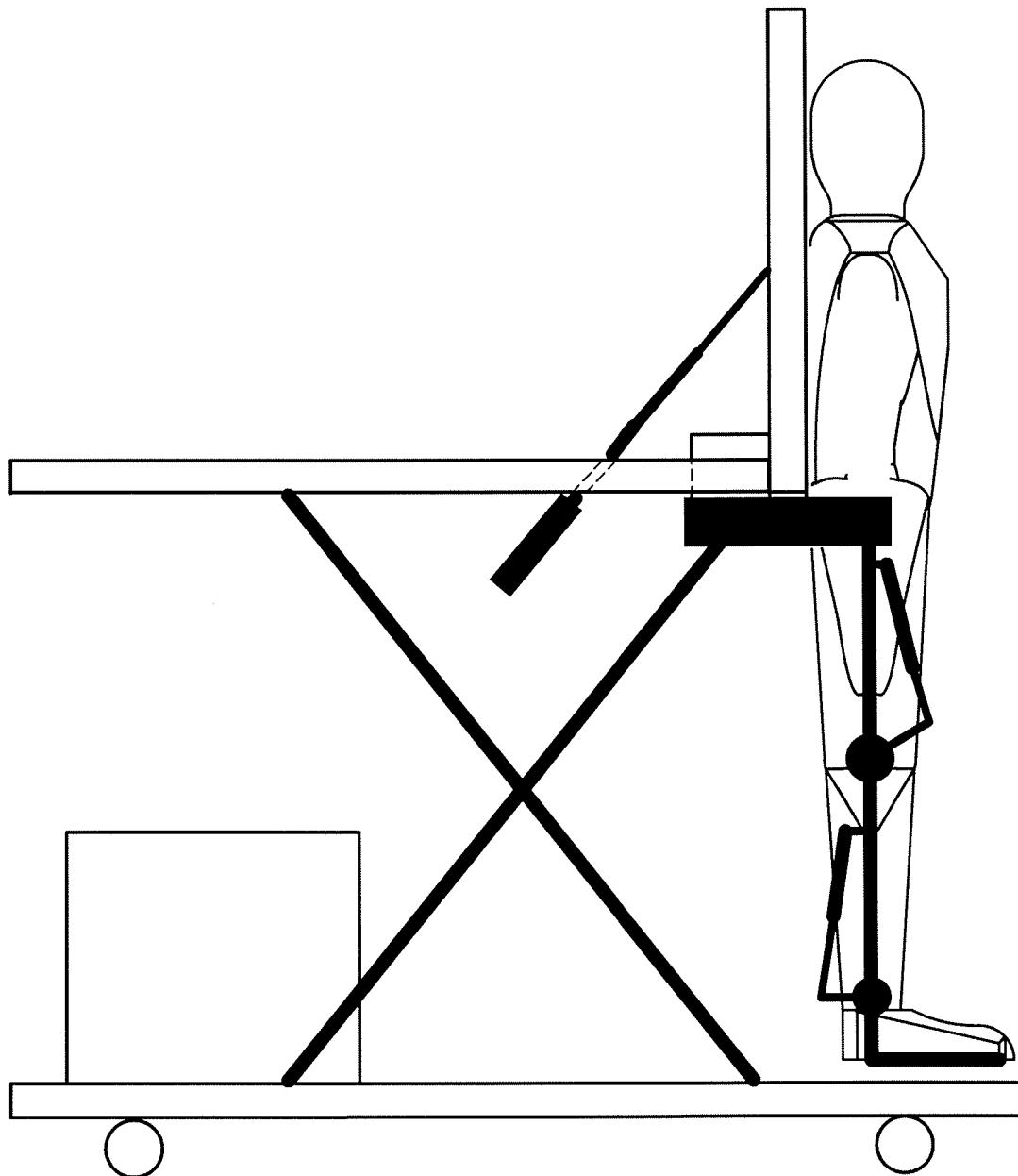
13. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que la table (2) supportant la personne (1) est équipée d'un harnais (37) de soutien de ladite personne (1).

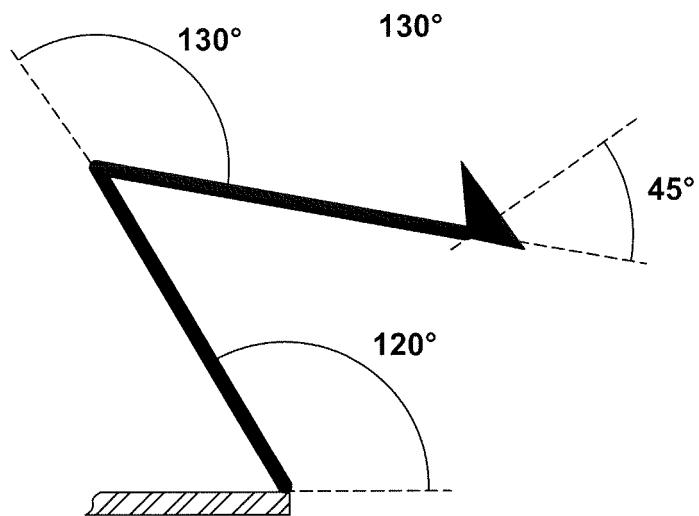
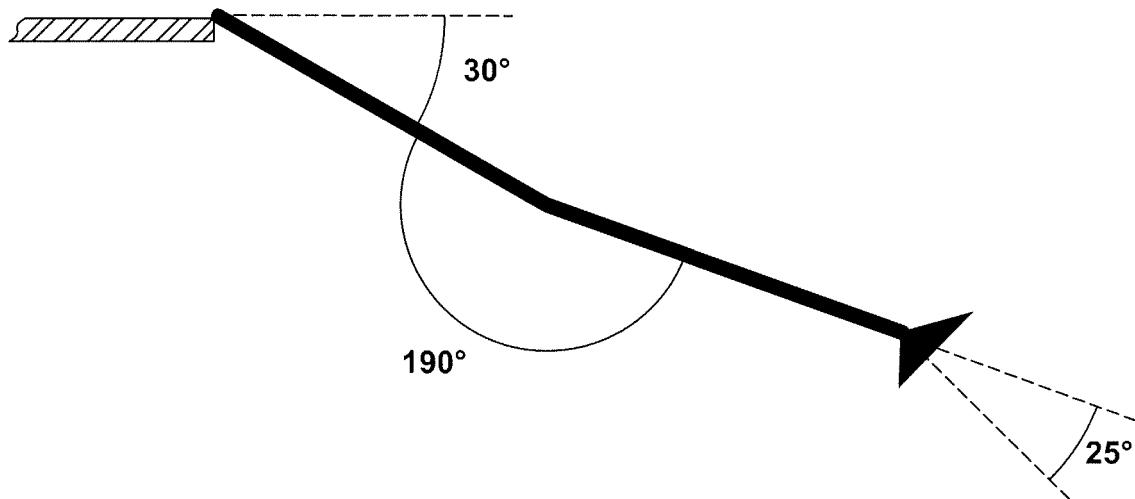
5      14. Dispositif selon la revendication 13, caractérisé en ce que le harnais (37) comprend une partie supérieure avec des bretelles (38) destinées, en position horizontale ou inclinée de la table (2) avec la personne (1) en position en décubitus dorsal ou partiel, à contrebalancer la force de réaction exercée durant des exercices d'entraînement de force, et une partie inférieure de type cuissard (39), destinée en  
10     position verticale, à soutenir le poids de ladite personne (1).

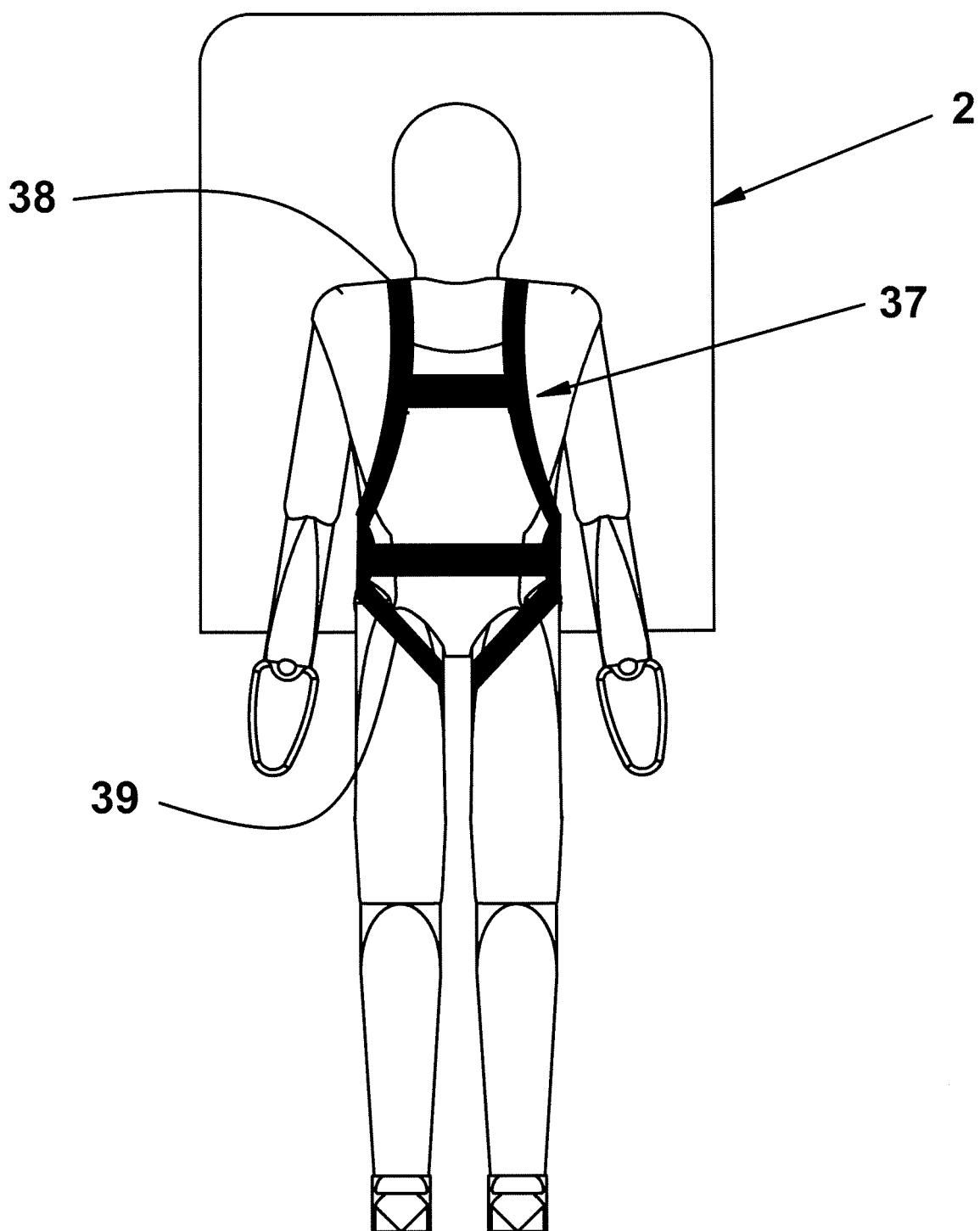
15. Dispositif selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce que le mécanisme d'élévation comprend une structure à ciseaux (3) intégrée au châssis de base (4).

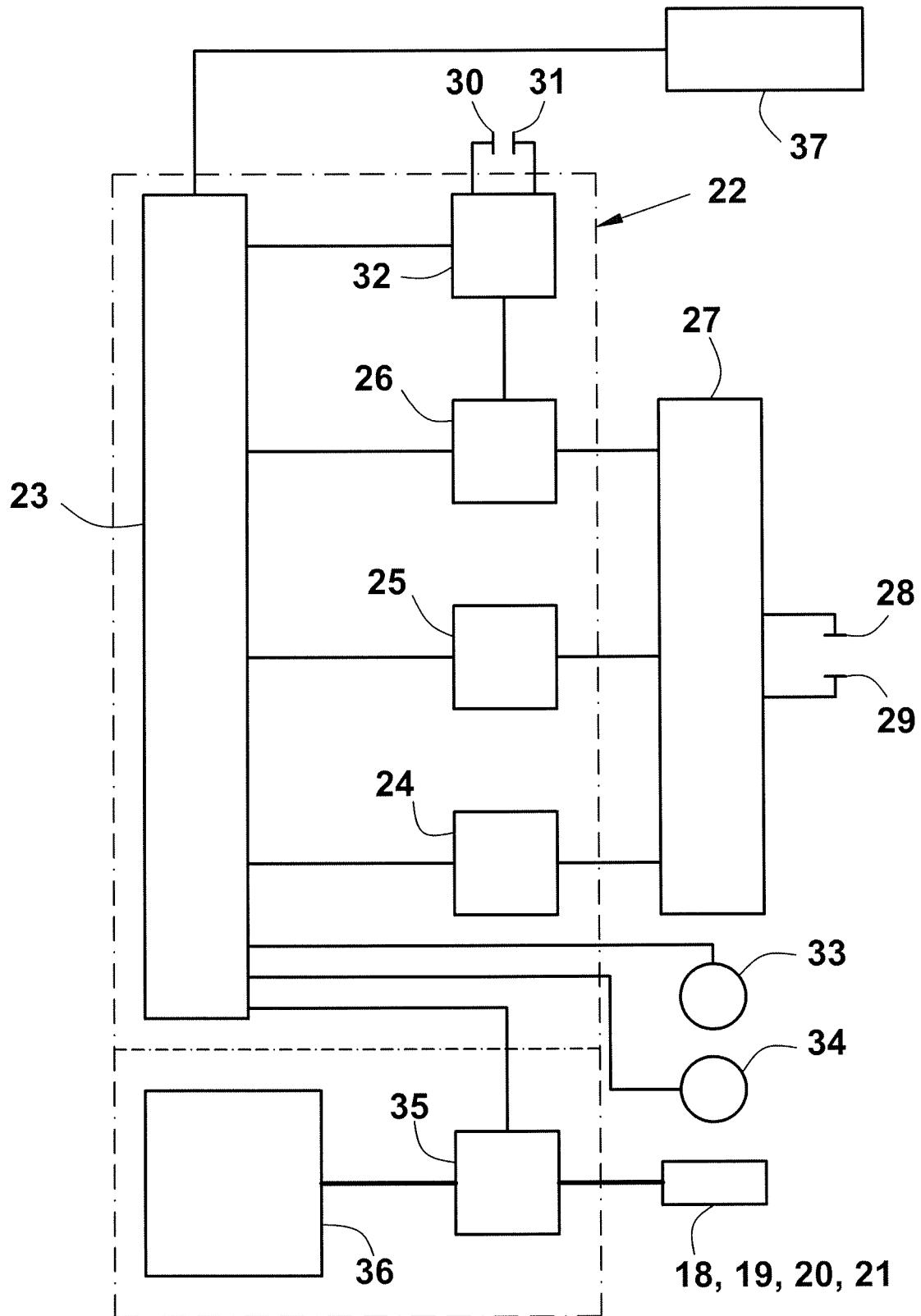
**Fig. 1**

**Fig. 2**

**Fig. 3**

**Fig. 4a****Fig. 4b**

**Fig. 5**

**Fig. 6**

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2016/051673

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
 INV. A61H1/02      A61N1/36  
 ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61N A61H

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2014/101524 A1 (JINHO ROBOT SHANGHAI CO LTD [CN]) 3 July 2014 (2014-07-03) abstract; figures ----- US 2004/172097 A1 (BRODARD ROLAND [CH] ET AL) 2 September 2004 (2004-09-02) paragraphs [0089], [0090], [0099], [0108]; figures 1-4 -----	1-15
Y		1-15



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

\* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

17 May 2016

Date of mailing of the international search report

27/05/2016

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
 NL - 2280 HV Rijswijk  
 Tel. (+31-70) 340-2040,  
 Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Fischer, Elmar

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2016/051673

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
WO 2014101524	A1	03-07-2014	CN	103892987 A		02-07-2014
			EP	2939646 A1		04-11-2015
			US	2015342817 A1		03-12-2015
			WO	2014101524 A1		03-07-2014
<hr/>						
US 2004172097	A1	02-09-2004	AT	308362 T		15-11-2005
			CA	2446875 A1		21-11-2002
			DE	60207069 D1		08-12-2005
			DE	60207069 T2		27-07-2006
			EP	1387712 A2		11-02-2004
			ES	2253558 T3		01-06-2006
			JP	4156933 B2		24-09-2008
			JP	2004526541 A		02-09-2004
			US	2004172097 A1		02-09-2004
			WO	02092164 A2		21-11-2002
<hr/>						

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/IB2016/051673

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE  
INV. A61H1/02 A61N1/36  
ADD.

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)

A61N A61H

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)

EPO-Internal, WPI Data

## C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
Y	WO 2014/101524 A1 (JINHO ROBOT SHANGHAI CO LTD [CN]) 3 juillet 2014 (2014-07-03) abrégé; figures ----- US 2004/172097 A1 (BRODARD ROLAND [CH] ET AL) 2 septembre 2004 (2004-09-02) alinéas [0089], [0090], [0099], [0108]; figures 1-4 -----	1-15



Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents



Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

\* Catégories spéciales de documents cités:

"A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent

"E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date

"L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)

"O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens

"P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

"T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention

"X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément

"Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier

"&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée  
  
17 mai 2016

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale  
  
27/05/2016

Nom et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale  
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Fischer, Elmar

# RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux membres de familles de brevets

Demande internationale n°

PCT/IB2016/051673

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication	
WO 2014101524	A1	03-07-2014	CN 103892987 A EP 2939646 A1 US 2015342817 A1 WO 2014101524 A1	02-07-2014 04-11-2015 03-12-2015 03-07-2014
US 2004172097	A1	02-09-2004	AT 308362 T CA 2446875 A1 DE 60207069 D1 DE 60207069 T2 EP 1387712 A2 ES 2253558 T3 JP 4156933 B2 JP 2004526541 A US 2004172097 A1 WO 02092164 A2	15-11-2005 21-11-2002 08-12-2005 27-07-2006 11-02-2004 01-06-2006 24-09-2008 02-09-2004 02-09-2004 21-11-2002

## Aviso

Esta tradução foi gerada por uma máquina. Não é garantido que esta seja inteligível, exata, completa, confiável ou apropriada para fins específicos. Decisões críticas, como importantes decisões comerciais ou financeiras, não devem ser tomadas baseadas no resultado de uma tradução feita por máquina.

## DESCRIÇÃO WO2016157043A1

### [0001]

<sup>14</sup> Aparelho para treino de membros inferiores de pessoa em decúbito dorsal ou parcial combinado com treino de marcha em posição ereta.

### [0002]

<sup>19</sup> Campo de invenção

### [0003]

<sup>23</sup> O campo da invenção refere-se a um dispositivo que permite a reabilitação e/ou treinamento da mobilidade, força e resistência dos membros inferiores de uma pessoa em posição supina ou decúbito parcial combinada com treinamento de marcha, em posição vertical, em particular para reabilitação após uma deficiência motora ou neuromotora, como por exemplo paraplegia, hemiplegia ou no caso de paralisia cerebral; bem como no campo do esporte para reabilitação funcional pós-traumática e/ou treinamento.

<sup>29</sup> Estado da arte

### [0004]

<sup>33</sup> São conhecidos dispositivos que exercitam a mobilidade dos membros inferiores de uma pessoa em posição deitada ou sentada, sejam dispositivos simples de pedalar, geralmente do tipo ergociclo, como por exemplo os dispositivos StimMaster e ERGYS2, ou dispositivos que permitem a extensão das pernas contra uma resistência de carga, geralmente chamada de "leg press", como por exemplo o aparelho CON-TREX. Alguns dispositivos são assistidos por

estimulação elétrica neuromuscular.

## [0005]

42 O mais evoluído destes dispositivos de mobilização dos membros inferiores com estrutura do tipo exoesqueleto, assistido por estimulação elétrica neuromuscular regulada em circuito fechado, é descrito na patente US 7.381.192 e é comercializado sob a referência comercial Motionmaker™.

46 Este aparelho permite treinar a mobilidade, força muscular e resistência em toda a amplitude fisiológica das articulações dos membros inferiores.

48 No entanto, este dispositivo tem várias desvantagens.

49 Em particular, não é capaz de movimentos rápidos porque os motores elétricos para acionamento da estrutura do tipo exoesqueleto têm potências limitadas devido ao fato de suas dimensões também serem limitadas por serem fixados ao exoesqueleto móvel. Pelas mesmas razões, a força máxima entregue por este aparelho durante um exercício de extensão de membros inferiores do tipo "leg press" é de apenas 250 Newton por perna, muito insuficiente para permitir o treino de pessoas sãs e saudáveis. / ou apenas paréticos, os a força necessária para o treinamento do tipo "leg press" de uma pessoa saudável deve ser da ordem de 2000 Newton por perna.

## [0006]

60 São conhecidos outros dispositivos que exercitam o treino de caminhada de uma pessoa em pé, na maioria das vezes dispositivos que utilizam uma esteira motorizada na qual o usuário é suportado por um sistema de alívio de seu peso, geralmente por meio de um arnês do tipo pára-quedas e cujo a caminhada na esteira é auxiliada por uma órtese de perna ou por uma cinta de perna, enquanto o peso desses elementos pode ser suportado por elementos de alívio adicionais, como um suporte em forma de paralelogramo.

66 A patente US 6.821.233 descreve tal dispositivo. Uma variante deste tipo de dispositivo substitui a passadeira motorizada por um sistema composto por duas placas móveis motorizadas, sendo cada uma destas placas destinada a suportar um pé do utilizador. As referidas placas executam um movimento motorizado alternado para a frente e para trás que determina um movimento alternado das pernas que é semelhante ao movimento de andar. Os dispositivos GangTrainer e HapticWalker usam essa variante. Outro dispositivo descrito pela patente US 6.685.658 consiste em uma mesa motorizada para elevar o usuário, permitindo que ele passe da posição supina para a posição vertical com os pés apoiados em duas placas móveis com movimento motorizado alternado.

## [0007]

78 Os dispositivos acima descritos no contexto do estado da técnica têm a desvantagem de não serem versáteis porque são dispositivos específicos que exercitam na posição deitada ou

sentada a mobilidade dos membros inferiores e o treino da força e resistência dos referidos mobilidade, ou outros dispositivos específicos que realizem o treino de marcha na posição vertical.

83 É, portanto, necessário melhorar os sistemas e métodos propostos, para melhor atender aos requisitos fisiológicos de reabilitação global e precoce da função motora e locomotora dos membros inferiores, e para facilitar e simplificar a tarefa do operador do sistema, garantindo ao mesmo tempo uma solução totalmente confiável e eficiente. O objetivo da invenção é poder realizar, por meio de um único e versátil dispositivo, uma reabilitação funcional global precoce dos membros inferiores de um paciente neurológico (paralisado ou parético) e/ou o treinamento de uma pessoa combinando , em posição supina ou parcial, o treinamento da mobilidade, força e resistência dos referidos membros contra uma resistência de carga ajustável com, na posição de pé (vertical), o treinamento inicial do mercado. Descrição da invenção

## [0008]

95 A presente invenção refere-se a um dispositivo para treinamento de membros inferiores de uma pessoa em decúbito dorsal ou parcial combinado com treinamento para caminhada na posição ereta.

## [0009]

101 É sabido que resulta da imobilização dos membros, nomeadamente da paralisia, uma grave deficiência funcional que pode ser agravada por toda uma série de complicações: atrofia muscular, úlceras de pressão, espasticidade, osteoporose, distúrbios circulatórios e retracções músculo-esqueléticas. -tendinoso, bem como capsulo-ligamentar.

## [0010]

108 A retração musculotendinosa está associada à atrofia muscular.

109 Isso faz com que o músculo perca sua força e resistência.

110 Consequentemente, ele perde sua capacidade de fornecer trabalho funcional.

## [0011]

114 A retração capsuloligamentar também é uma complicação importante e muito frequente, podendo causar limitação da amplitude articular (anquilose) e atitudes viciosas.

116 Com o tempo, também pode afetar a cartilagem articular.

## [0012]

120 É, portanto, imperativo prevenir estas várias complicações, e em particular os problemas músculo-tendinosos-articulares, mobilizando regularmente o paciente desde o início da sua

lesão por um programa bem estabelecido de acordo com a lesão, para fortalecer a musculatura e os membros inferiores resistência do membro.

### [0013]

<sup>127</sup> Também é essencial que, o mais cedo possível, o paciente seja colocado em posição vertical (posição em pé), para que fique em uma posição fisiológica garantindo uma regularização dos diferentes metabolismos e muitas funções fisiológicas, para então iniciar o treinamento precoce. função de locomoção que é um dos principais objetivos para a restauração da caminhada a um nível ideal.

<sup>132</sup> Idealmente, a mobilidade dos membros e o treinamento da marcha devem ser iniciados da maneira mais precoce compatível com o caso específico de um determinado paciente.

<sup>134</sup> De forma global, o treinamento deve permitir evitar que a inatividade ainda favoreça a suspensão do diagrama motor e nos pacientes neurológicos a degeneração neuronal com perda do diagrama motor.

<sup>137</sup> O treinamento é importante para manter a atividade neural até que a potencial regeneração da atividade voluntária seja revelada.

### [0014]

<sup>142</sup> Em pacientes neurológicos, o dano neuronal é mais frequentemente parcial e, por exemplo, apenas 20% dos paraplégicos sofreram dano total da medula espinhal, enquanto 80% apresentam apenas dano parcial da medula espinhal. .

### [0015]

<sup>148</sup> A maioria dos doentes neurológicos, com lesões neuronais cerebrais ou medulares parciais, apresenta um potencial de recuperação funcional baseado na grande faculdade de "plasticidade" do sistema nervoso central e em particular na sua capacidade de "plasticidade de substituição", ou seja, dizem que, após uma reorganização dos circuitos nervosos sublesionais, circuitos nervosos não afetados, ainda saudáveis, podem substituir circuitos nervosos destruídos para garantir seu funcionamento.

<sup>154</sup> Essa plasticidade de substituição pode ser estimulada porque é essencialmente determinada pela informação nervosa fornecida ao sistema nervoso central pelo sistema nervoso proprioceptivo e, mais precisamente ainda, pelo circuito fechado de regulação realizado entre o sistema nervoso proprioceptivo e os nervos motores (neurônios motores alfa) dos músculos envolvidos.

<sup>159</sup> .

### [0016]

<sup>163</sup> Vale lembrar aqui um ponto essencial: a contração de qualquer músculo responsável por um

movimento está sob o controle do sistema nervoso proprioceptivo do qual depende esse músculo.

<sup>166</sup> Este sistema nervoso inclui proprioceptores, que são receptores, na origem de uma fibra nervosa sensitiva, sensível aos estímulos produzidos pelos movimentos do corpo. Esses receptores estão localizados perto de ossos, articulações e músculos. O sistema nervoso proprioceptivo (que representa a sensibilidade profunda) forma, com os músculos que controla, um sistema de ajuste em malha fechada, sutil e preciso, que permite o controle dos movimentos e da posição do corpo.

## [0017]

<sup>175</sup> Como parte do sistema nervoso proprioceptivo, os músculos desempenham um papel importante porque contêm dois proprioceptores essenciais, os fusos musculares, que informam predominantemente ao sistema nervoso central a posição e o movimento dos segmentos dos membros do corpo em relação ao seu ambiente pela transmissão de informações sobre o comprimento dos músculos a que pertencem e a taxa de variação desse comprimento e dos órgãos tendinosos de Golgi por sua transmissão de informações sobre o grau de tensão (força) do tendão ao qual pertencem e por consequência da força exercida pelo músculo em questão.

## [0018]

<sup>186</sup> Segue-se do exposto que esses dois proprioceptores intramusculares desempenham um papel primordial no controle da posição e dos movimentos.

<sup>188</sup> Mas uma característica comum desses dois tipos de proprioceptores intramusculares é que eles são sensíveis apenas ao alongamento e permanecem silenciosos na ausência de alongamento.

## [0019]

<sup>194</sup> Toda a informação fornecida pelos proprioceptores intramusculares permite um controlo rigoroso da contracção muscular, modulando o impulso nervoso motor, transmitido a este músculo pelos seus neurónios motores de origem espinhal, ou seja, pelos seus motoneurónios alfa.

## [0020]

<sup>201</sup> O exemplo a seguir demonstra a importância dessa característica primária comum.

<sup>202</sup> Normalmente, a contração voluntária de um músculo flexor de uma determinada articulação provoca um movimento de flexão dessa articulação.

<sup>204</sup> Essa contração com encurtamento do referido músculo determina uma tensão dos tendões do músculo cujo grau de força é transmitido ao sistema nervoso central pelos órgãos tendinosos

de Golgi, enquanto os fusos neuromusculares do referido músculo são coativados (por motoneurônios gama) com a contração deste músculo e transmitir ao sistema nervoso central em tempo real o comprimento do músculo e a velocidade de variação deste comprimento.

209 Nesse caso, todas as informações proprioceptivas relativas ao movimento de flexão articular transmitidas ao sistema nervoso central estão corretas.

## [0021]

214 No caso em que, ao contrário de um movimento voluntário, o movimento de flexão da referida articulação é causado passivamente por um meio externo, manual ou robótico, o movimento induzido provoca o encurtamento passivo imposto ao músculo, não havendo portanto nenhuma tensão submetida aos tendões do referido músculo e na ausência de tensão, os órgãos de Golgi permanecem silenciosos, e os fusos neuromusculares, que não são co-ativados por este encurtamento passivo do músculo, também permanecem silenciosos.

220 Nesse caso, nenhuma informação proprioceptiva é transmitida ao sistema nervoso central. O exemplo acima, portanto, destaca a grande desvantagem resultante do treinamento por movimentos passivos impostos por um manual externo ou meios robóticos. Fica claro que tais movimentos não transmitem ao sistema nervoso central as preciosas informações proprioceptivas essenciais para a estimulação efetiva da plasticidade de substituição e que podem até se revelar contraproducentes.

## [0022]

229 Resulta do exposto que a participação ativa dos músculos no treinamento efetivo dos membros inferiores é imperativa e inevitável.

## [0023]

234 Assim, em pacientes neurológicos com déficit ou ausência de controle motoneurônio da contração muscular voluntária, a estimulação elétrica funcional (FES) de músculos paréticos ou paralisados regulados em circuito fechado em tempo real é a solução de escolha para induzir contrações. de transmitir informações proprioceptivas adequadas ao sistema nervoso central.

239 Outra vantagem desta estimulação do tipo CLIMFES (Closed-Loop Integrated Myography Functional Electrical Stimulation) é permitir realizar e controlar, em termos de força, velocidade e amplitude articular, todos os movimentos articulares fisiológicos dos membros.

242 O objetivo essencial do treinamento de reabilitação é permitir que o paciente se recupere, para então manter uma capacidade de trabalho funcional (de certa forma um nível de "fitness") dos membros inferiores que, na medida do possível, seja capaz de suportar o peso de o corpo em posição ereta, ou melhor ainda, ser capaz de movê-lo de uma posição sentada ou mesmo agachada para uma posição ereta e vice-versa. Somente nesta fase o paciente poderá realizar precocemente, com ótimo benefício, treinamento específico no processo de marcha

bípede. Para atingir o objetivo descrito acima, os padrões motores de movimento e marcha devem ser treinados da forma mais real e normal possível. Para isso é preciso garantir que a informação proprioceptiva, fornecida pelos músculos ao sistema nervoso central, seja a mais próxima possível da informação resultante de um movimento voluntário semelhante.

<sup>252</sup> Segue-se que os movimentos treinados devem ser executados respeitando a imitação mais próxima dos movimentos voluntários iniciais, com uma participação ativa dos músculos envolvidos e respeitando escrupulosamente as resistências de carga que se opuseram a esses movimentos iniciais. No caso específico do treino precoce do processo de marcha bípede, basta inicialmente respeitar escrupulosamente a cinemática e a dinâmica contra a resistência à carga natural dos movimentos dos três segmentos dos membros inferiores, ou seja, da sequência de movimentos flexo-extensão da coxa na articulação do quadril, da perna na articulação do joelho e do pé na articulação do tornozelo, para estimular adequadamente a plasticidade de substituição e, se necessário, poder observar os primeiros sinais de recuperação motora funcional da caminhada. No caso de sinais convincentes de recuperação, um treinamento mais elaborado de caminhada natural no solo, levando em consideração em particular os movimentos naturais específicos da pelve, pode ser considerado validamente.

#### [0024]

<sup>267</sup> Um objetivo adicional é fornecer ao fisioterapeuta um índice precursor precoce e confiável da capacidade potencial de recuperação da atividade funcional voluntária, por meio da eletromiografia de superfície (EMG) dos músculos envolvidos, para poder acompanhar o desenvolvimento dessa recuperação fase ao longo de treinos consecutivos.

#### [0025]

<sup>274</sup> Até o momento, não existe um dispositivo único e versátil para treinar os membros inferiores de um paciente neurológico em posição supina ou parcial, combinado com o treinamento para andar em posição ereta, que atenda às condições estabelecidas acima, de modo a poder treinar os membros inferiores de forma fisiológica, respeitando uma estreita mímica da atividade voluntária que se tornou impossível ou restrita, após uma lesão do sistema nervoso central e a partir da qual se pode avaliar o início de uma recuperação da função motora e seu grau de mudar ao longo do tempo usando um sistema integrado de eletromiografia de superfície (EMG).

#### [0026]

<sup>285</sup> O objetivo da presente invenção é fornecer um dispositivo de treinamento único e versátil para os membros inferiores combinado com o treinamento de marcha precoce, livre das desvantagens (defeitos) listadas acima e que satisfaça as condições estabelecidas acima, de modo a garantir fisiologicamente ideal treino para a reabilitação dos membros inferiores, depois para treino de marcha, respeitando a mimetismo mais próximo do treino ativo

voluntário e integrando a avaliação dos resultados e a sua evolução ao longo do tempo através da eletromiografia (EMG) de superfície integrada.

### [0027]

3<sup>95</sup> A combinação funcional num único dispositivo versátil de todas as funcionalidades, normalmente devolvidas a dois tipos distintos de dispositivos, tem a vantagem de tal dispositivo, único e compacto, poupar muito espaço e facilitar muito o trabalho do operador, em particular pela extensão das funcionalidades disponíveis no mesmo dispositivo.

### [0028]

3<sup>02</sup> Para tanto, a invenção refere-se a um dispositivo de treinamento para membros inferiores conforme definido na reivindicação 1.

### [0029]

3<sup>07</sup> descrição detalhada

### [0030]

3<sup>11</sup> A seguinte descrição, dada a título de exemplo de forma de realização, refere-se aos desenhos em que: A FIG. 1 ilustra esquematicamente uma forma de realização do dispositivo de acordo com a invenção na sua posição horizontal baixa permitindo a instalação inicial do paciente na posição supina;

### [0031]

3<sup>18</sup> - Figos. 2 e 3 mostram esquematicamente duas posições, respectivamente uma posição intermediária intermediária em decúbito parcial na FIG. 2 e a posição vertical (em pé do paciente) na FIG. 3; - Figos. 4a e 4b mostram esquematicamente as duas posições extremas da órtese funcional do dispositivo da FIG. 1, em flexão 4a e em extensão 4b;

### [0032]

3<sup>25</sup> - Figo. 5 mostra o arnês do tipo pára-quedista destinado a suportar e manter o paciente no dispositivo, em particular nas posições das FIGS. 2 e 3;

### [0033]

3<sup>30</sup> - Figo. 6 mostra um diagrama de blocos de todo o sistema de acordo com a presente invenção.

## [0034]

- 335 De acordo com a forma de realização do dispositivo representado na FIG. 1, o dispositivo compreende uma mesa 2 disposta e articulada sobre um mecanismo móvel de elevação em tesoura 3, de modo que a referida mesa, inicialmente horizontal, pode ser gradualmente levantada e inclinada, depois indexada em qualquer posição intermediária, conforme ilustrado na FIG. 2 para uma posição vertical final mostrada na Fig. 3.
- 340 O mecanismo móvel de elevação em tesoura 3 é ele próprio disposto em uma estrutura de base 4 provida de rodízios 5.
- 342 Na extremidade articulada da mesa 2 são fixadas por meio de uma articulação 6, e por meio de um suporte regulável em altura 7, duas órteses funcionais idênticas do tipo exoesqueleto, ou seja, uma órtese funcional para cada perna do paciente 1 .
- 345 A mesa 2, devidamente acolchoada, destina-se a apoiar as costas e a pelve do paciente na posição inicial em decúbito dorsal.
- 347 Cada uma das duas órteses constitui um sistema robótico do tipo serial, composto por três segmentos 8, 9, 10, ligados pelas juntas 11, 12.
- 349 Cada uma das órteses está disposta de forma a produzir um exoesqueleto para apoio e orientação do membro inferior, proporcionando assim uma interface mecânica com os três segmentos corporais que constituem o membro inferior, nomeadamente a coxa, a perna e o pé.

## [0035]

- 356 Para este fim e com referência à FIG. 2, os segmentos do membro inferior, coxa e perna, podem ser ligados aos segmentos correspondentes 8, 9 da órtese mecânica por meio de suportes acolchoados em forma de calha 13, 14 e tiras de fechamento do tipo "velcro" 15, 16 conectadas a a estrutura ortótica.
- 360 Os segmentos ortóticos da coxa 8 e da perna 9 consistem em tubos telescópicos, cujo comprimento pode ser adaptado à morfologia do paciente, de modo que as articulações ortóticas do quadril 6, do joelho 11 e do tornozelo 12 coincidam funcionalmente com as articulações fisiológicas correspondentes do paciente.
- 364 O terceiro segmento ortopédico 10 constitui o suporte plantar.
- 365 O pé é mantido constantemente pressionado contra esse apoio plantar por meio de uma estrutura flexível, semelhante à estrutura superior de um sapato, que pode ser fechada com segurança por abas flexíveis 17 com fechamento tipo "velcro".
- 368 A anatomia e a biomecânica dos membros humanos revelam uma estrutura muscular e articular do tipo serial.
- 370 Assim, a interface descrita, ligando intimamente os segmentos corporais do membro inferior aos segmentos correspondentes da órtese do tipo serial, constitui uma unidade funcional: os movimentos do membro e da órtese estarão, portanto, ligados e idênticos.

## [0036]

376 A estrutura robótica do tipo serial da órtese permite, portanto, cooperar idealmente com a própria estrutura serial dos segmentos do membro e garantir o mimetismo fisiológico mais próximo, permitindo realizar com a mesma simplicidade e eficiência, também muitos treinamentos musculares e articulares em cadeia fechada, como por exemplo o "leg press", a pedalada e o processo de caminhar, assim como treinos específicos com toda a precisão exigida em cadeia aberta de uma dada articulação e dos músculos envolvidos.

## [0037]

385 No entanto, as órteses também podem ser feitas com uma cinemática do tipo paralela sem sair do escopo da presente invenção.

387 A cinemática do tipo serial de cada órtese, que possui apenas uma cadeia cinemática, é a mais simples possível.

389 As vantagens de um tal sistema serial são bastante numerosas, uma vez que este sistema é facilmente ajustável à morfologia do paciente.

391 Pode ser dobrado facilmente e automaticamente.

392 Sendo as três juntas independentes, o controle é muito simples.

## [0038]

396 Mas acima de tudo, como mostram as Figs. 4a e 4b, a mobilidade articular permitida por tal sistema é máxima e permite o treinamento ideal da mobilidade articular, em toda a sua faixa fisiológica.

399 De fato, tal treinamento requer para cada uma das articulações as seguintes amplitudes de movimento, respectivamente de extensão e flexão:

## [0039]

404 a articulação do quadril

## [0040]

408 Articulação do joelho:

## [0041]

412 articulação do tornozelo

## [0042]

416 Órteses seriadas do tipo exoesqueleto compreendendo as três articulações do quadril, joelho e tornozelo são colocadas em cada lado dos membros inferiores, na parte externa.

418 Cada junta é controlada por um mecanismo do tipo biela-manivela e uma transmissão motorizada.

420 Este mecanismo permite acionar uma manivela através de uma biela.

421 Trata-se, na tradição da robótica médica leve, de uma haste rosada que desliza como um cilindro.

423 O movimento telescópico é obtido por uma porca cuja rotação é controlada por um motor elétrico, transformando assim a rotação do motor e da porca em um movimento translacional aplicado nas articulações da órtese. O parafuso sem fim também atua como um redutor. Esta solução "tradicional" tem a vantagem de um custo razoável e uma instalação que garante facilidade de controle local.

#### [0043]

431 Mas esta solução revela vários inconvenientes:

#### [0044]

435 Os atuadores elétricos possuem uma baixa potência específica, sendo esta última a relação entre a potência desenvolvida pelo atuador e a massa deste último.

437 A taxa de redução é fixa e limitada.

438 A velocidade e o torque entregues dependem da relação de redução: uma relação de redução baixa permite maior velocidade, mas menos torque, uma relação de redução grande diminui a velocidade, mas aumenta o torque.

#### [0045]

444 A capacidade do atuador elétrico também é limitada pelo aquecimento do motor que, portanto, deve ser superdimensionado.

#### [0046]

449 No caso específico do dispositivo de acordo com a invenção, os atuadores das articulações do joelho e do tornozelo representam massas críticas, pois são "carregados" pela própria órtese, muitas vezes em posição de balanço.

452 Assim, a inércia da massa torna-se ainda mais crítica à medida que a velocidade de movimento da órtese aumenta.

#### [0047]

457 Resulta da realização prévia de tal dispositivo com atuadores elétricos, porém devidamente

calculados, que a potência e a velocidade das órteses de perna podem se mostrar apenas compatíveis para garantir um treinamento inicial dos membros inferiores paralisados.

460 Mas que a velocidade e a potência disponíveis se mostram insuficientes para garantir e controlar os movimentos dos membros do dispositivo de acordo com a invenção e, em particular, o suporte de todo o peso do paciente durante o treinamento do processo de andar em pé posição.

464 No caso do dispositivo de acordo com a invenção, um objetivo é obter, em particular no caso de treinamento de força por extensão total de uma perna (exercício de "leg press") contra resistência de carga, uma força máxima de 2000 Newton em velocidade máxima de 1 m/s.

## [0048]

470 Outro objetivo é que a órtese de perna possa, no contexto do treinamento de caminhada em pé no apoio plantar 10 da órtese, suportar todo o peso do paciente durante a fase de sustentação do peso do ciclo da marcha.

473 Sabendo-se que existe um peso máximo autorizado do paciente de 140 kg e que ao tomar apoio esse peso aumenta ainda mais em torno de 20%, o peso total a ser suportado é em torno de 170 kg. Portanto, a força máxima desejada de 2.000 Newton é necessária.

## [0049]

479 Para superar todos os inconvenientes descritos anteriormente dos atuadores elétricos e atender aos requisitos da presente invenção, é feito um arranjo para equipar o dispositivo de acordo com a invenção com atuadores hidráulicos.

482 Estes últimos apresentam as seguintes vantagens: Potência específica 5 a 10 vezes maior que os atuadores elétricos, altíssimo poder de aceleração e alta velocidade de atuação, mesmo com torque máximo. Estas características e a grande rigidez dos atuadores hidráulicos permitem o acionamento direto, sem engrenar, das articulações da órtese, bem adaptado à motricidade distribuída das articulações da órtese e permitindo movimentos fluidos.

## [0050]

490 Outra desvantagem dos actuadores eléctricos é que o seu funcionamento se revela muito ruidoso. Associado ao seu redutor, emitem um ruído desagradável de carácter estridente, ainda substancialmente aumentado pelo número de actuadores a funcionar em simultâneo dentro de uma órtese robótica.

494 Tal ruído causa incômodo comprovado para o usuário e seu ambiente.

## [0051]

498 Pelo contrário, um sistema de atuadores hidráulicos tem a vantagem de um funcionamento quase silencioso que proporciona grande conforto de utilização.

## [0052]

503 Os únicos elementos um tanto ruidosos de um sistema hidráulico são a bomba e as servoválvulas elétricas que podem ser agrupadas em uma unidade central à prova de som.

## [0053]

508 Por fim, os atuadores hidráulicos ainda apresentam a vantagem, ao contrário dos atuadores elétricos, de não emitir interferência eletromagnética.

510 Esta vantagem é decisiva na proximidade de um sistema integrado de medição de eletromiograma (EMG) usado em conjunto com a operação dos atuadores, como será descrito mais adiante.

513 Conforme mostrado na Fig. 1, as articulações ortopédicas do joelho 11 e do tornozelo 12 são do tipo biela-manivela.

515 A biela sendo a biela dos cilindros hidráulicos de dupla ação 18 e 19. Nesta disposição, a biela tem uma extremidade fazendo um movimento de translação associado a um movimento pendular ligado à manivela.

## [0054]

521 A articulação ortótica do quadril que requer uma capacidade de rotação total de 150° não pode ser do tipo biela-manivela.

523 Um cilindro hidráulico rotativo 20 é usado para esta finalidade. Cada cilindro hidráulico está equipado com um sensor de posição, cada junta ortopédica está equipada com um sensor de posição angular absoluta 33 e sensores de força e torque 34. Devido à adoção de um sistema de atuadores hidráulicos da mobilidade das braçadeiras, pretende-se também a utilização de atuadores hidráulicos, respectivamente para acionar por meio de um cilindro hidráulico o mecanismo móvel de elevação tipo tesoura 3 da tabela 2 e para acionar gradativamente, por meio de um macaco 21, a passagem da posição horizontal da mesa 2 mostrada na Fig. 1 para a posição vertical da dita mesa mostrada na FIG. 3 e para indexá-lo a qualquer posição inclinada intermediária como mostrado na FIG. 2.

## [0055]

535 Figo. 5 ilustra a título de exemplo um arnês de suporte completo (37) para a pessoa na mesa de recepção 2.

537 Este arnês compreende um cinto pélvico principal (ou pélvis), fixado pela sua parte dorsal à referida mesa. Este cinto é dotado de uma parte inferior do tipo calções (39), destinada a suportar o peso do paciente, nomeadamente na posição vertical, e de um cinto de estabilização abdominal.

## [0056]

544 As alças de ombro (38) também são fixadas na parte superior traseira do cinto pélvico.

545 A outra extremidade das alças é fixada atrás do ombro do paciente na mesa de recepção 2.

Todo o arnês é projetado para ser perfeitamente ajustável ao tamanho de uma determinada pessoa.

## [0057]

551 O arnês cumpre três funções: 1) estabilização lateral da pessoa, 2) na posição supina e nas posições intermediárias em decúbito parcial, as alças contrabalançam a força de reação exercida durante os exercícios de treinamento, em particular no caso do "leg press" e 3) em pé para o exercício de caminhada, o short suporta o peso da pessoa.

## [0058]

558 Com referência à FIG. 6 que mostra, a título de exemplo de realização, o diagrama de blocos de um sistema de acordo com a presente invenção descrito abaixo.

## [0059]

563 Uma unidade de controle central 22 que contém um microcomputador 23 que é a unidade central de programação, processamento de dados e controle para todo o sistema.

565 Este microcomputador está conectado com vários módulos ou unidades descritos abaixo.

566 O microcomputador 23 está conectado com pelo menos um módulo elétrico de estimulação neuromuscular 24.

## [0060]

571 Cada canal de saída de um módulo de estimulação 24 é conectado a uma estação de comutação 27, responsável por gerenciar um par de eletrodos 28 e 29.

## [0061]

576 O microcomputador 23 também está conectado com pelo menos um módulo de medição de eletromiograma (EMG) 25 cujo canal de entrada de medição está conectado à estação de comutação 27.

## [0062]

582 O microcomputador 23 também está diretamente conectado com a estação de comutação 27.

## [0063]

586 O microcomputador 23 também está conectado com uma unidade de gerenciamento e controle 32 de um par de eletrodos de referência 30 e 31 do sistema EMG aterrado no referido sistema.

589 Todo o sistema modular para estimulação neuromuscular e medição de eletromiograma apresentado acima e aplicado de acordo com a presente invenção constitui um "Sistema de medição de estimulação elétrica funcional multicanal (FSS) e eletromiograma (EMG) descrito em detalhes no pedido de patente suíça nº 00262/15, como bem como no pedido de patente internacional PCT/IB2016/050896.

## [0064]

597 O microcomputador 23 também está conectado com pelo menos uma unidade de gerenciamento e controle 26 dos microchips de identificação e autenticação eletrônica incorporados nos eletrodos 28 e 29, bem como 30 e 31.

600 Este sistema de identificação e autenticação de eletrodos aplicado de acordo com a presente invenção é descrito em detalhes sob o título "Eletrodo transcutâneo de superfície com microchip eletrônico incorporado" no pedido de patente suíça nº 00263/15, bem como no pedido de patente internacional PCT/IB2016/050896 .

604 O microcomputador 23 também está conectado com os sensores de posição 33 integrados em cada uma das articulações 6, 11 e 12 das órteses, bem como os acionadores hidráulicos do mecanismo de elevação em tesoura 3 da mesa 2 e o acionador 21 de inclinação da mesa 2.

607 O microcomputador 23 também está conectado com os sensores de força e torque 34 integrados em cada uma das articulações 6, 11 e 12 das órteses, que podem ser movidas ou desaceleradas pelos cilindros hidráulicos 18, 19 e 20.

## [0065]

613 Os sensores de posição 33 e os sensores de força e torque 34 transmitem suas informações em tempo real para o microcomputador 23.

615 O referido microcomputador de gestão da unidade central de controlo 22 interpreta estes dados, o que permite conhecer em tempo real a posição angular articular, a aceleração e a velocidade angular de cada articulação, bem como as forças e binários que se desenvolvem, bem como a altura da posição da mesa 2 acima do solo e o ângulo de inclinação da referida mesa, que pode variar gradualmente desde a posição horizontal inicial até a posição vertical.

620 Esta informação constitui, portanto, um retrocontrole completo da atividade sob resistência de carga de cada articulação.

622 Este feedback técnico substitui assim o feedback fisiológico, uma vez que é normalmente transmitido ao sistema nervoso central pelo sistema nervoso proprioceptivo. De fato, o feedback técnico fornecido pela estrutura serial ortopédica imita de perto o feedback fisiológico deficiente.

## [0066]

629 O microcomputador 23 também está conectado a cada uma das servoválvulas eletrohidráulicas do grupo 35 que controla o fluxo hidráulico fornecido, pelo grupo de energia hidráulica 36 composto por um reservatório e uma bomba, para cada atuador hidráulico (cilindro hidráulico) 18, 19, 20 , 21 e o mecanismo de elevação em tesoura 3.

## [0067]

636 O microcomputador 23 é finalmente conectado a uma interface homem/máquina 37 com tela sensível ao toque para o controle do dispositivo pelo operador, combinado com um sistema de "biofeedback" pelo display na referida tela colocada na frente da pessoa que está praticando, vários dados indicando o nível de desempenho alcançado ou a ser alcançado, em particular para motivar e encorajar a pessoa a perseverar.

641 A literatura especializada destaca a importância do envolvimento mental que pode ter um efeito complementar benéfico marcante que facilita a atividade em andamento.

643 A execução correta de um programa de treinamento é controlada por um dispositivo chamado "compliance" que armazena no microcomputador 23 vários dados resultantes da execução do referido treinamento, como por exemplo eventuais desvios na execução de cada um dos parâmetros inicialmente programados . Esta conformidade pode então ser consultada e interpretada pelo operador.

## [0068]

651 Com referência à FIG. 1, o dispositivo é mostrado em sua posição inicial com a mesa de recepção do paciente em sua posição mais baixa, por exemplo 55 cm acima do solo.

653 Nesta posição, o mecanismo de ajuste de altura do suporte 7 também permite abaixar a articulação 6 para fixação das órteses na mesa 2 para retrair as ditas órteses abaixo do topo da dita mesa como mostrado na FIG. 1.

## [0069]

659 Esta disposição baixa da mesa de recepção do paciente com a fixação retraída das órteses permite uma fácil transferência do referido paciente da sua cadeira para a referida mesa.

661 Então, por meio do mecanismo de elevação de tesoura 3, a mesa pode ser elevada a uma altura ideal para o operador e a altura do suporte ajustável 7 pode ser ajustada para que a articulação 6 para fixação das órteses coopere corretamente com a articulação do paciente quadril. Para o operador, esta posição intermediária da altura da mesa 2 e do paciente facilita muito os ajustes antropométricos, em particular o ajuste do arnês (37), do comprimento dos segmentos ortopédicos telescópicos da coxa 8 e do perna 9, suportes 13 e 14, e suas cintas de fechamento 15 e 16, bem como a colocação dos eletrodos.

## [0070]

671 Então, pelo ajuste gradual, respectivamente, da altura da mesa 2 e de sua inclinação na posição intermediária em decúbito parcial, a posição do paciente é trazida para a posição de treinamento ideal para um determinado exercício, como por exemplo " leg press " ou pedalar, ou qualquer outro exercício dado.

675 Um exemplo da referida posição intermediária é ilustrado na FIG. 2. O ajuste gradual, respectivamente, da altura da mesa 2 e de sua inclinação permite, na posição final, levar a mesa 2 a uma altura adequada e em posição vertical com o paciente apoiado nos apoios plantares 10 do órteses de perna, então seu próprio peso é suportado pelo arnês de acordo com a FIG. 5.

## [0071]

683 Nesta posição final mostrada na FIG. 3, o paciente está pronto para começar a treinar o processo de marcha.

## [0072]

688 O objetivo essencial do dispositivo é ser capaz de gerar movimentos dos membros inferiores com qualquer tipo de trajetórias devidamente controladas, executadas contra resistências de carga fixas ou variáveis programadas.

## [0073]

694 A cinemática da trajetória de um determinado movimento é calculada e armazenada no microcomputador 23.

696 Essa cinemática de uma determinada trajetória pode ser reproduzida com total fidelidade, pois cada uma das duas órteses funcionais motorizadas pelos acionadores hidráulicos 18, 19, 20 constituem um sistema robótico do tipo serial composto por três segmentos 8, 9, 10 ligados pelas articulações 1 1 , 12 e à mesa de trabalho 2 pela junta 6.

700 Os sensores de posição 33 e os sensores de força e torque 34, incorporados em cada uma das referidas articulações da órtese, permitem o ajuste em circuito fechado em tempo real da referida trajetória.

## [0074]

706 Inicialmente, uma determinada trajetória é calculada para ser reproduzida de forma passiva, com força zero exercida pelo paciente, apenas as massas específicas da órtese e a massa da perna são levadas em consideração e neutralizadas, em particular contra a gravidade.

709 Neste caso não há interação ativa do sujeito com a órtese.

## [0075]

- 713 Em seguida, a mesma trajetória é realizada ativamente voluntariamente por um sujeito saudável e a sequência de eletromiogramas (EMG) dos músculos envolvidos é devidamente medida e registrada.
- 716 Este procedimento pode ser repetido com diferentes valores de resistências de carga aplicadas nas juntas.

## [0076]

- 721 Um procedimento idêntico pode ser realizado, na posição de pé do sujeito, para a trajetória específica das pernas durante um ciclo de marcha.
- 723 A trajetória reproduzida passivamente, com força zero exercida pelo paciente, é realizada enquanto todo o peso do paciente é suportado por seu arnês, o que resulta em uma total ausência de força aplicada ao apoio plantar 10 e, consequentemente, nenhuma força de reação exercida pelo referido apoio plantar.

## [0077]

- 730 A mesma trajetória do ciclo da marcha é então realizada de forma voluntária ativa por um sujeito saudável e a sequência de eletromiogramas (EMG) dos músculos envolvidos é devidamente medida e registrada.
- 733 Este procedimento deve ser repetido com diferentes valores da força aplicada no apoio plantar 10 causando uma força de reação equivalente exercida pelo referido apoio plantar, força que corresponderá à proporção do peso do sujeito liberado de seu apoio pelo arnês.

## [0078]

- 739 Esta variação da força aplicada ao apoio plantar 10 pode ser obtida por uma variação muito leve na trajetória do referido apoio plantar produzida por uma modulação muito leve do comprimento do raio do círculo descrito entre o referido apoio plantar e a articulação ortopédica do quadril 6.
- 743 Quando o referido raio do círculo é muito levemente reduzido, a força aplicada ao suporte plantar 10 aumenta e a força de reação exercida pelo referido suporte plantar aumenta de maneira equivalente, o que causa uma descarga de força equivalente ao nível do arnês de suporte do sujeito .

## [0079]

- 750 Esta leve modulação do referido raio do círculo pode ir até à aplicação total do peso do corpo sobre o suporte plantar 10 e, portanto, uma descarga completa ao nível do arnês.

## [0080]

755 Mesmo neste caso extremo, o encurtamento necessário do referido raio do círculo não impede significativamente uma cooperação adequada dos segmentos ortopédicos com os segmentos corporais da perna permitindo sem restrições uma correta realização do ciclo da marcha.

## [0081]

761 Por este mesmo conjunto de modulação em tempo real do referido raio do círculo durante um ciclo de caminhada, é possível modular a força de reação exercida pelo suporte plantar 10 para respeitar um mimetismo próximo com a modulação da força de reação do solo bem conhecida ocorrendo durante um ciclo de caminhada voluntária.

765 Quando a execução voluntária da trajetória de um determinado movimento não for possível, devido à paralisia dos músculos envolvidos, ou deficiente devido à paresia dos referidos músculos, foi destacado acima no texto da descrição da invenção, a principal desvantagem resultantes do treino passivo imposto por um meio externo manual ou robótico, e pelo contrário toda a importância primordial e fisiologicamente inevitável da participação ativa dos músculos envolvidos.

## [0082]

774 Também é descrito que, em tais casos, a participação ativa dos músculos pode ser efetivamente provocada pela estimulação dos referidos músculos por meio de estimulação elétrica funcional dos músculos regulada em loop fechado em tempo real do tipo CLIMFES (Closed-Loop Integrated Myography Estimulação Elétrica Funcional).

## [0083]

781 Para conseguir tal estimulação, geralmente é realizada uma complexa modelagem prévia de cada músculo dado, que inclui a intensidade de estimulação (mA).

783 O modelo também leva em consideração a influência dos ângulos das juntas.

784 Que é modelado por duas funções cúbicas, uma para cada articulação no caso dos músculos biarticulares.

786 A identificação é realizada em vários ângulos e intensidades.

787 O tempo total de identificação para as relações força-intensidade e força-posição é, portanto, de cerca de 10 minutos.

789 Finalmente resulta deste tipo de modelação que o regulador adaptado é complexo. Tal modelagem foi descrita em particular na Patente US No. 7.381.192.

## [0084]

<sup>794</sup> A complexidade da modelagem e do regulador, o número e a complexidade dos cálculos que devem ser realizados retardando o processo e, acima de tudo, o tempo de identificação de 10 minutos necessário antes de cada sessão de treinamento apresentam muitas desvantagens.

## [0085]

<sup>800</sup> De acordo com a presente invenção, é aplicada uma estratégia de estimulação diferente para superar as desvantagens acima.

## [0086]

<sup>805</sup> O dispositivo comprehende um sistema integrado para medição e registro prévio da sequência de eletromiogramas (EMG) de todos os músculos envolvidos na execução de uma trajetória definida, esta sequência define, ao longo da referida trajetória e para cada músculo, uma janela de estimulação dependendo a posição de seu EMG, o que também impede que esse músculo seja estimulado em momentos não fisiológicos.

<sup>810</sup> A relação força-posição também deriva da referida janela de estimulação.

<sup>811</sup> A relação força-intensidade também é baseada em medições EMG.

## [0087]

<sup>815</sup> Para uma trajetória predefinida, executada de forma ativa voluntária por um sujeito saudável sem ajuda do dispositivo da invenção e apenas por meio de suas capacidades físicas, todos os dados de referência da sequência correspondente dos EMGs medidos podem ser registrados em linha em uma tabela de correspondência integrada no referido sistema.

## [0088]

<sup>822</sup> Além disso, durante a execução da referida trajetória predefinida, as medições feitas pelos sensores de posição articular 33 e/ou pelos sensores de força 34 podem ser registradas em uma tabela de correspondência integrada ao sistema que pode cooperar com a tabela de correspondência EMG.

## [0089]

<sup>829</sup> Tal implementação tem a vantagem de ser simples, precisa e muito rápida.

<sup>830</sup> Como a tabela de pesquisa representa exatamente a trajetória desejada, nenhuma aproximação é realizada.

## [0090]

<sup>835</sup> Como resultado, as medições de EMG fornecem as informações de tempo de estimulação

elétrica corretas.

<sup>837</sup> Enquanto os sensores de força 34 permitem o ajuste da intensidade da estimulação elétrica.

<sup>838</sup> A combinação das medições EMG e dos referidos sensores de força 34 finalmente permite a estimulação neuromuscular regulada em tempo real em circuito fechado do tipo CLIMFES (Closed-

## [0091]

<sup>844</sup> Estimulação Elétrica Funcional de Miografia Integrada em Loop).

## [0092]

<sup>848</sup> Consequentemente, um regulador simples destinado a ajustar os atuadores hidráulicos 18, 19 e 20 pode ser do tipo PID convencional (proporcional integral derivado), não há mais necessidade de uma implementação mais complexa para controlar as órteses de perna.

## [0093]

<sup>854</sup> O dispositivo descrito acima oferece extrema versatilidade de aplicações, pois é capaz de gerar e controlar movimentos dos membros inferiores executando qualquer tipo de trajetórias fisiológicas devidamente controladas, executadas contra resistências de carga fixas ou evolutivas programadas.

<sup>858</sup> Ele permite o treinamento muscular e articular de cadeia fechada, bem como o treinamento específico de cadeia aberta de uma determinada articulação.

<sup>860</sup> Permite em decúbito dorsal ou parcial o treino de mobilidade, força e resistência dos membros inferiores e em posição vertical o treino precoce da marcha.

## [0094]

<sup>865</sup> Através do seu sistema integrado que combina a estimulação do tipo CLIMFES com medições EMG, garante um treino fisiologicamente óptimo com participação muscular ativa que, combinada com o respeito pelo mimetismo mais próximo da actividade voluntária que se tornou impossível ou restringida após uma lesão do sistema nervoso central, garante estimulação proprioceptiva correcta do sistema nervoso central e, se necessário, da sua plasticidade de substituição e avaliar objectivamente o início da recuperação funcional, depois a sua evolução ao longo do tempo através do sistema integrado de medição da electromiografia (EMG) de superfície.

## [0095]

<sup>876</sup> Finalmente, permite um treino global óptimo de uma pessoa em situação de incapacidade motora ou neuromotora, como por exemplo paraplegia, hemiplegia e em caso de paralisia

cerebral; bem como no campo do esporte para reabilitação funcional pós-traumática e/ou treinamento.

[0096]

*883* Seguindo a descrição que acaba de ser feita, com o objetivo de ilustrar a forma pela qual a invenção pode ser vantajosamente implementada, deve-se notar que a invenção não está limitada a esta modalidade.

*886* Várias modalidades variantes de um dispositivo para treinar os membros inferiores e os membros superiores de uma pessoa em decúbito dorsal ou parcial combinada com o treinamento para andar em posição vertical podem ser consideradas no campo da arte humana sem sair do escopo da presente invenção conforme definido nas reivindicações anexas.

## Aviso

Esta tradução foi gerada por uma máquina. Não é garantido que esta seja inteligível, exata, completa, confiável ou apropriada para fins específicos. Decisões críticas, como importantes decisões comerciais ou financeiras, não devem ser tomadas baseadas no resultado de uma tradução feita por máquina.

## REIVINDICAÇÕES WO2016157043A1

1.

<sup>14</sup> Reivindicações

1.

<sup>18</sup> Dispositivo para treino dos membros inferiores de uma pessoa, compreendendo uma estrutura de base (4), uma mesa (2) de apoio à pessoa (1), pelo menos uma órtese mecânica motorizada disposta de forma a formar uma interface com pelo menos um dos membros inferiores de a referida pessoa (1) de modo que os movimentos do referido membro inferior e da referida órtese sejam interligados e idênticos, estando a referida órtese fixada a uma das extremidades da referida mesa (2), e um dispositivo para estimulação elétrica funcional e medição de eletromiograma (24, 25) compreendendo pelo menos um par de eletrodos de estimulação e medição (28, 29) destinados a atuar sobre um músculo ou grupo muscular do referido membro inferior a fim de, por um lado, estimular o referido músculo ou grupo muscular, e, por outro por outro lado, para medir a reação do referido músculo ou grupo muscular, caracterizado por compreender ainda um mecanismo de elevação (3) que permite variar a posição vertical da mesa (2) em relação à estrutura de base (4) entre uma posição baixa, na qual a transferência e a instalação da pessoa (1) são facilitadas, posições intermediárias de trabalho e uma posição alta que permite o treinamento na posição de pé da pessoa (1) e um mecanismo de inclinação da referida mesa (2) permitindo variar a inclinação da referida mesa (2) em relação à estrutura de base (4), nomeadamente entre uma posição horizontal, na qual a pessoa (1) está posicionada em decúbito dorsal, e uma posição vertical, na qual a pessoa (1) está em pé, sendo que a combinação dos mecanismos de elevação e basculamento da mesa (2) permite a mobilidade da referida órtese em toda a extensão das respectivas amplitudes fisiológicas de movimento do referido membro inferior.

**2.**

*41* Dispositivo de acordo com a reivindicação 1, caracterizado por compreender duas órteses, cada uma disposta de forma a constituir uma interface com um dos membros inferiores do paciente.

**3.**

*47* Dispositivo de acordo com a reivindicação 1 ou 2, caracterizado por cada órteza compreender pelo menos três segmentos de órteses (8, 9, 10) destinados a constituir uma interface mecânica com respectivamente a coxa, a perna e o pé da pessoa (1), o primeiro e segundo segmentos (8, 9) compreendendo meios (13, 15; 14, 16) para suas respectivas conexões à coxa e à perna da pessoa (1) e o terceiro segmento (10) sendo disposto de modo a constituir um suporte plantar e compreendendo meios (17) para sua fixação ao pé da pessoa (1), estando o primeiro segmento (8) conectado, em uma de suas extremidades, à mesa (2) por uma primeira articulação motorizada (6) posicionada ao nível das ancas da pessoa (1) e, na sua outra extremidade, numa das extremidades do segundo segmento (9) por uma segunda articulação motorizada (11), a outra extremidade do referido segundo segmento (9) sendo conectada por uma terceira junta motorizada (12) ao terceiro segmento (10), sendo a motorização das juntas (6, 11, 12) assegurada por atuadores (18, 19, 20).

**4.**

*62* Dispositivo de acordo com a reivindicação 3, caracterizado pelo fato de que os meios de ligação do primeiro e do segundo segmentos ortóticos (8, 9) são constituídos por suportes acolchoados em forma de calha (13, 14) que permitem acomodar um dos membros inferiores do a pessoa (1) e as correias (15, 16) conectadas aos referidos segmentos ortóticos (8, 9).

**5.**

*69* Dispositivo de acordo com a reivindicação 3 ou 4, caracterizado por o terceiro segmento ortopédico (10) ter a forma geral de um sapato que permite acomodar um dos pés da pessoa (1), sendo o referido sapato firmemente fechado por meio de línguas flexíveis (17).

**6.**

*75* Dispositivo de acordo com uma das reivindicaes 3 a 5, caracterizado por os actuadores (18, 19, 20) serem do tipo hidrulico, em particular cilindros hidrulicos de duplo efeito (18, 19) para a segunda e terceira juntas (11, 12) e um cilindro hidráulico rotativo (20) para a primeira articulação (6).

7.

82 Dispositivo de acordo com uma das reivindicações 3 a 6, caracterizado por os primeiro e segundo segmentos ortogonais (8, 9) serem constituídos por elementos de comprimentos variáveis, de modo a poderem adaptar o seu comprimento à morfologia da pessoa (1).

8.

88 Dispositivo de acordo com uma das reivindicações 3 a 7, caracterizado por a primeira articulação (6) ser fixada de modo regulável mesa (2) de modo a poder ser recolhida abaixo do nível da mesa (2) em uma posição horizontal para facilitar a transferência e instalação da pessoa (1) na referida mesa (2).

9.

95 Dispositivo de acordo com uma das reivindicações 3 a 8, caracterizado por cada junta (6, 11, 12) ser provida de pelo menos um sensor de posição (33) e pelo menos um sensor de força (34), ditos sensores (33, 34) sendo capaz de transmitir em tempo real a uma unidade central de controle (22) dados relativos à posição da referida articulação (6, 11, 12) e às forças e torques nela desenvolvidos.

10.

103 Dispositivo de acordo com a reivindicação 9, caracterizado por a unidade central de controle (22) conter pelo menos uma tabela de dados de referência, na qual foram registradas uma série de medições de eletromiograma realizadas pelo par de eletrodos de estimulação e medição (28, 29) em relação a uma série de medições realizadas pelos sensores de posição e força (33, 34), sendo os referidos dados de referência relativos a um usuário de referência que mobilizou cada um de seus membros inferiores de acordo com uma trajetória predefinida apenas por meio de suas capacidades físicas, referido unidade de controle central (22) usando a referida tabela de dados de referência para controlar os atuadores (18, 19, 20) e o par de eletrodos de estimulação e medição (28, 29) em um circuito fechado e em tempo real para mobilizar pelo menos um dos membros inferiores da pessoa (1) de acordo com a referida trajetória pré-definida.

114 1 1

115 .

116 Dispositivo de acordo com a reivindicação 9 ou 10, caracterizado por a unidade central de controlo (22) compreender um microcomputador (23).

12.

121 Dispositivo de acordo com uma das reivindicações anteriores, caracterizado por o mecanismo

basculante da mesa (2) compreender pelo menos um actuador (21).

13.

<sup>126</sup> Dispositivo de acordo com uma das reivindicações anteriores, caracterizado por a mesa (2) de suporte da pessoa (1) estar equipada com um arnês (37) para suportar a referida pessoa (1).

14.

<sup>131</sup> Dispositivo de acordo com a reivindicação 13, caracterizado pelo fato de que o arnês (37) compreende uma parte superior com alças (38) destinadas, na posição horizontal ou inclinada da mesa (2) com a pessoa (1) em posição supina ou parcial , para contrabalançar a força de reação exercida durante os exercícios de treinamento de força, e uma parte inferior do tipo calção (39), destinada na posição vertical, para suportar o peso da referida pessoa (1).

15.

<sup>139</sup> Dispositivo de acordo com qualquer uma das reivindicações anteriores, caracterizado por o mecanismo de elevação compreender uma estrutura de tesoura (3) integrada na armação de base (4).

# United States Patent [19]

Atwood et al.

US005122106A

[11] Patent Number: 5,122,106

[45] Date of Patent: Jun. 16, 1992

## [54] STRETCHING APPARATUS

[75] Inventors: **Duncan F. Atwood**, 1237 N.E. 170th,  
Seattle, Wash. 98155; **Joseph  
Stefanile**, Issaquah, Wash.

[73] Assignee: Duncan F. Atwood, Seattle, Wash.

[21] Appl. No.: 582,713

[22] Filed: Sep. 13, 1990

#### **Related U.S. Application Data**

[63] Continuation-in-part of Ser. No. 260,809, Oct. 20, 1988,  
abandoned.

[51] Int. Cl.<sup>s</sup> ..... A63B 21/00

[52] U.S. Cl. .... 482/131; 128/25 R;

[58] **Field of Search** ..... 272/96, 130, 134, 143,  
       272/145, 126, 900, 902, 903, 71; 128/25 R, 25  
       B, 26, 87 R, 85, 86, 88, 80 R, 70, 74; 73/379

[56] References Cited

## **U.S. PATENT DOCUMENTS**

- |           |         |                      |            |
|-----------|---------|----------------------|------------|
| 26,725    | 11/1969 | Sellner .            |            |
| 2,598,204 | 5/1952  | Allen .....          | 272/130 X  |
| 2,644,688 | 7/1953  | Roberge .            |            |
| 2,764,412 | 9/1956  | Dunham .             |            |
| 3,020,046 | 2/1962  | Hotas .....          | 272/96     |
| 3,791,646 | 2/1974  | Marchignoni .....    | 272/71     |
| 3,834,694 | 9/1974  | Prigden .            |            |
| 3,975,051 | 8/1976  | Ballagh .....        | 128/25 R X |
| 3,984,101 | 10/1976 | Garza .....          | 272/126    |
| 4,089,330 | 5/1978  | Nicolosi et al. .... | 128/25 R   |
| 4,207,879 | 6/1980  | Safadago et al. .... | 272/903    |
| 4,323,000 | 4/1982  | Pechoux .....        | 128/25 R X |
| 4,456,247 | 6/1984  | Ehrenfried .....     | 272/126    |
| 4,474,176 | 10/1984 | Farris et al. ....   | 128/25 B   |
| 4,566,440 | 1/1986  | Berner et al. ....   | 128/25 R   |
| 4,647,040 | 3/1987  | Ehrenfried .....     | 272/126    |

4,650,183	3/1987	McIntyre .....	128/25 BX
4,665,899	5/1987	Farris et al. ....	128/25 R
4,669,450	6/1987	Lindberg .....	128/25 B
4,671,257	6/1987	Kaiser .....	128/25 R
4,738,269	4/1988	Nashner .....	434/25X R
4,825,852	5/1989	Genovese et al. ....	128/25 R
4,892,304	1/1990	DeNiro .....	272/126
4,986,261	1/1991	Iams et al. ....	128/25 R

## FOREIGN PATENT DOCUMENTS

- 540837 7/1922 France .  
0022002 1/1981 France ..... 128/25 R

## OTHER PUBLICATIONS

Shape, Apr. 1987, p. 40, "Stretch to Fitness" by Kerlan and Mackenzie.

*Primary Examiner*—Robert Bahr

*Assistant Examiner*—Linda C. M. Dvorak

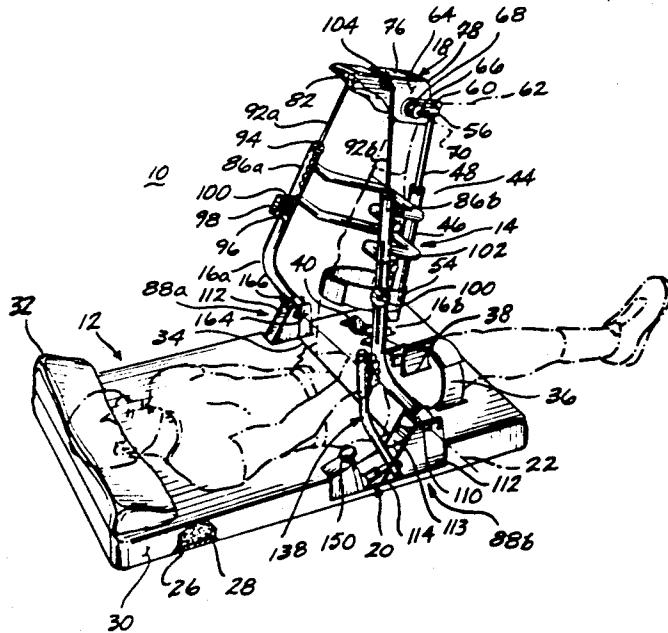
*Attorney, Agent, or Firm*—Christensen, O'Connor,  
Johnson & Kindness

[57]

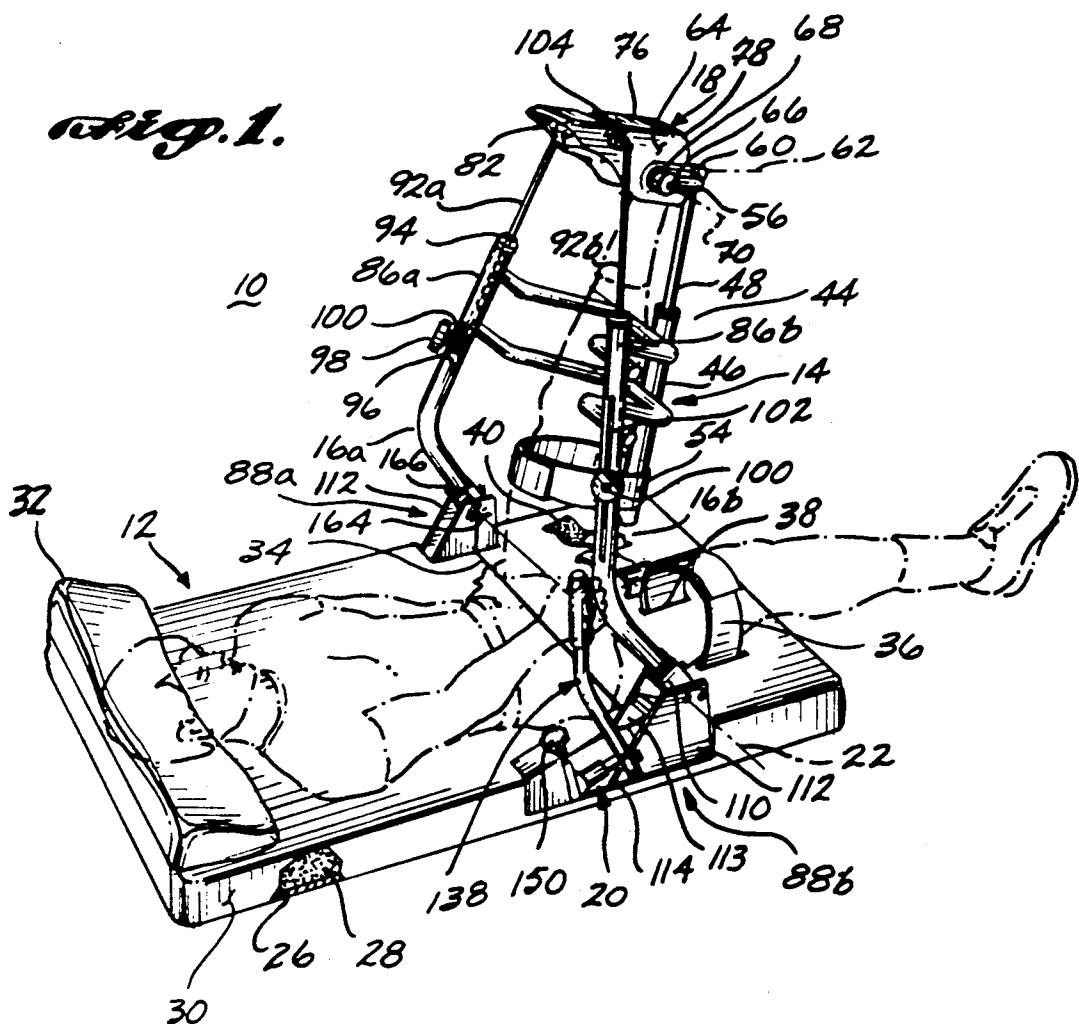
## ABSTRACT

A stretching apparatus (10) includes a base structure (12) for supporting an individual in supine position. One leg of the individual is disposed within a cradle (14) pivotally mounted on the base structure (12) by a pair of arm assemblies (16a, 16b) which are powered by a hydraulic actuator (20) to rotate about an axis (22) extending generally transversely to the individual's body at a location coinciding with the hip joints of the individual. The cradle (14) includes a foot cup (18) for receiving and supporting the rear and side portions of the individual's foot through which a stretching load is applied to the individual's leg for stretching the muscles, tendons and joint capsules of the lower back, hip, leg, and foot.

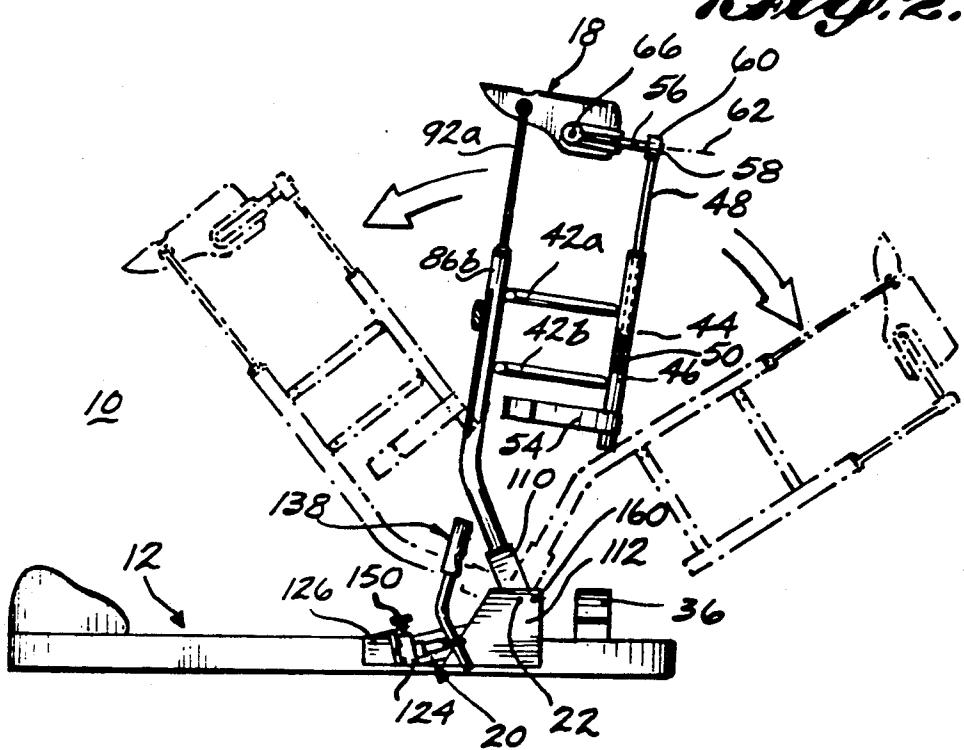
**19 Claims, 5 Drawing Sheets**

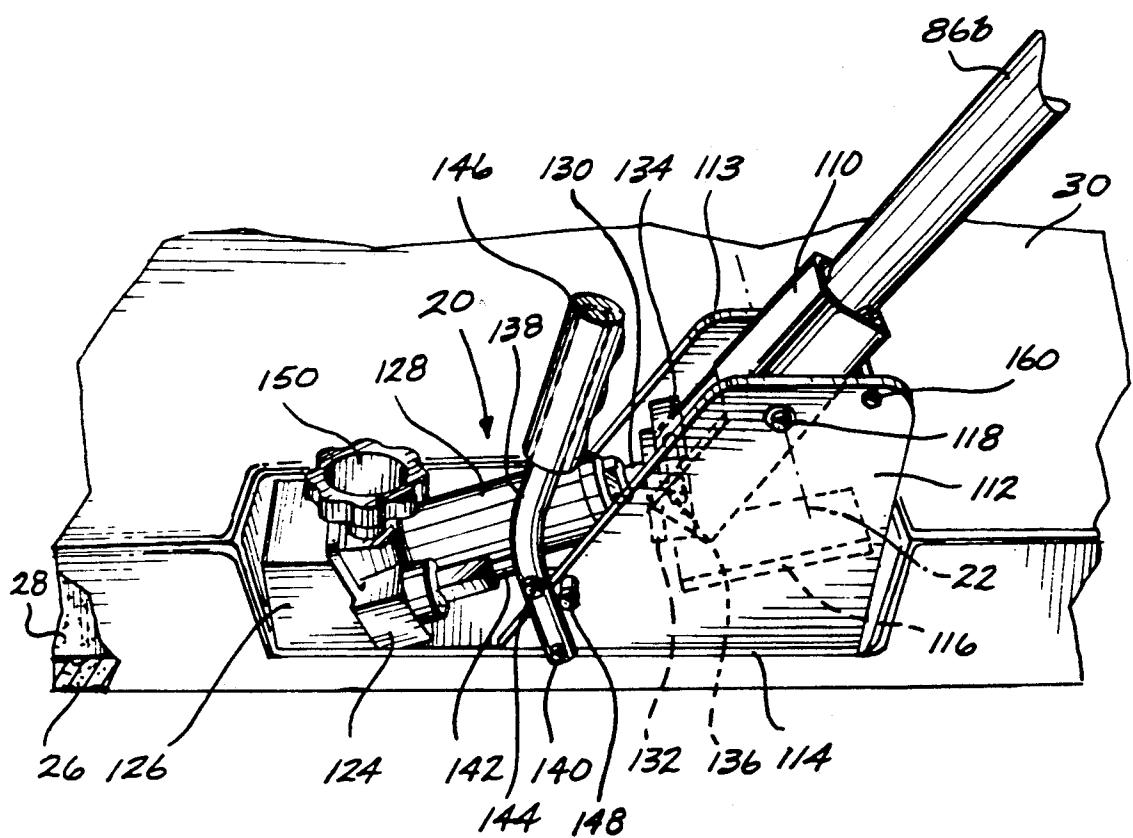


*fig. 1.*



*Fig. 2.*





*FIG. 3.*

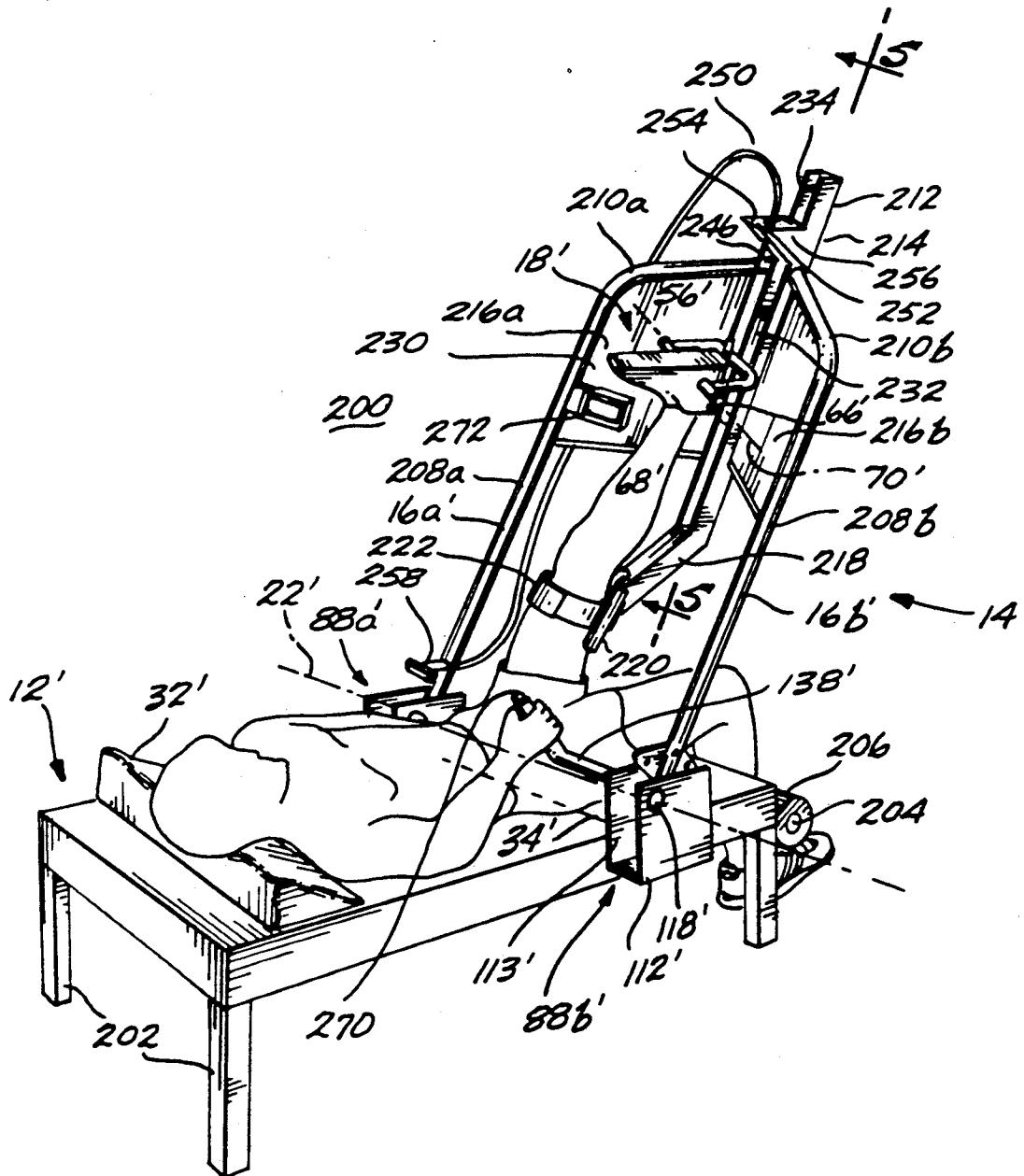
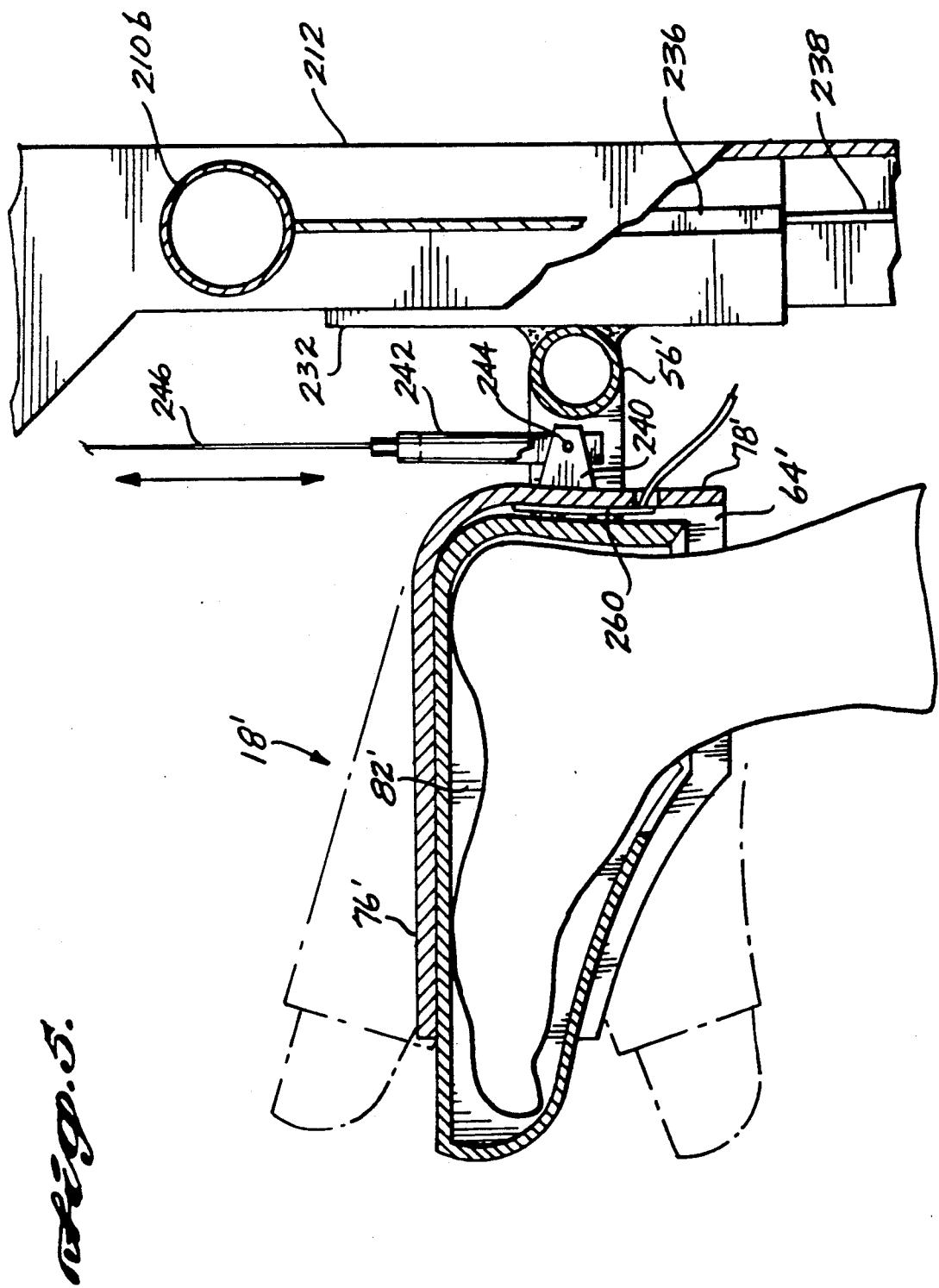


Fig. 4.



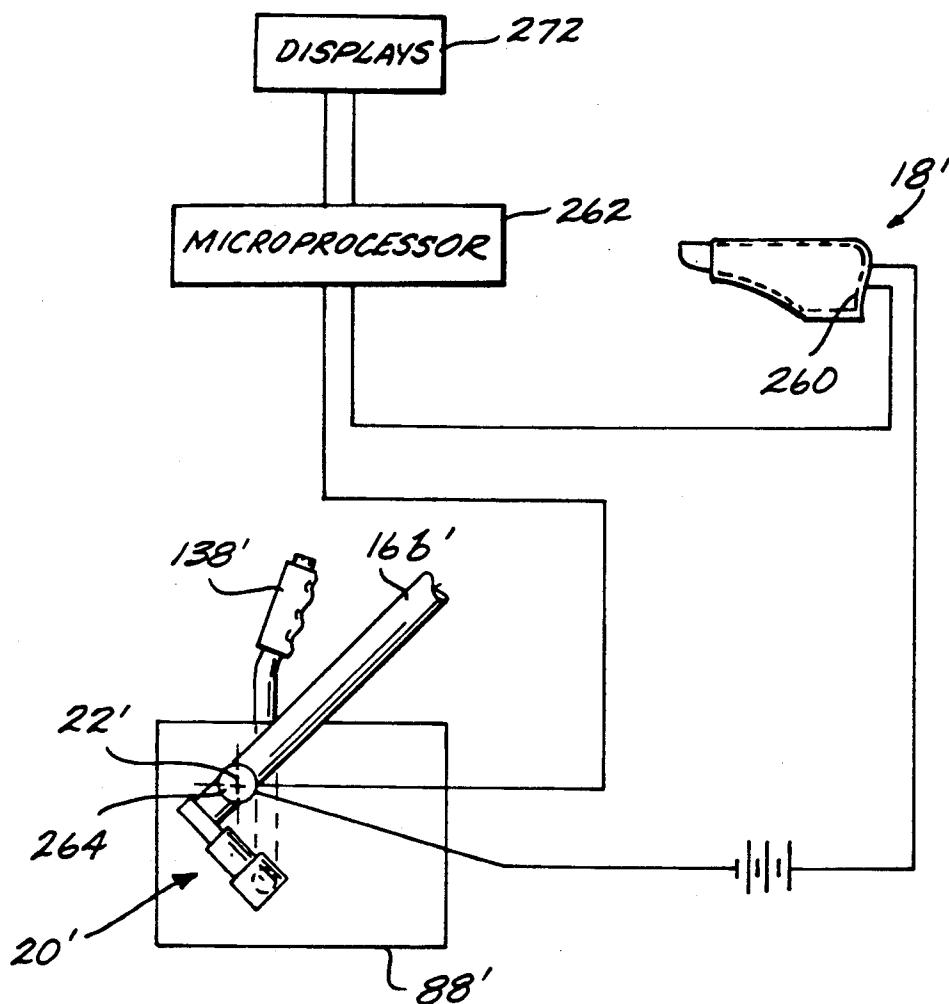


Fig. 6.

## STRETCHING APPARATUS

### CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATION

The present application is a continuation-in-part of U.S. patent application Ser. No. 260,809, filed Oct. 20, 1988, now abandoned.

### TECHNICAL FIELD

The present invention relates to a body stretching apparatus, and more particularly to an apparatus for stretching the muscles, tendons and joint capsules associated with the limbs of the body, for instance, the muscles, tendons and joint capsules of the hip, thigh, calf, and foot in a safe, controlled, and repeatable manner.

### BACKGROUND OF THE INVENTION

In recent years, regular physical exercise has become a permanent part of the life of millions of Americans and this trend is continuing. With the advent of greater emphasis in physical fitness and exercise there has been a dramatic rise in musculoskeletal injuries, especially to the muscles of the hips, legs, and ankles. One reason for such injuries is the failure to recognize the importance of stretching the body muscles prior to and after exercising. Regular stretching of the body muscles increases both the flexibility and the range of motion of the muscles. Stretching also reduces a likelihood of injury by preparing the muscles, ligaments, and tendons for the stress of exercise.

Realizing the importance of stretching the muscles is not enough. The muscles must be stretched properly to avoid injury during the stretching exercise itself. To avoid overtaxing the muscles, gradual, static stretches should be used rather than dynamic, bouncing-type stretches. Moreover, the ideal way to stretch muscles is while the muscles are in a relaxed state, thereby maximizing the range of motion of the muscle while minimizing the likelihood of a muscle pull or other injury.

However, it is difficult for an individual to apply gradual, static stretch to muscles, especially the larger muscles of the legs, for example, the hamstring muscles. One common manner of stretching the hamstring muscles is to lie in a supine position with the leg to be stretched raised up in the air and the other leg on the ground/floor. Then, either the exerciser himself pulls the raised leg forwardly toward his head by grasping the back of his thigh with his hands or a second individual positioned in front of the exerciser pushes against the raised leg. As can be appreciated, it is difficult for either the exerciser or his assistant to apply a steady, safe load on the leg. Moreover, it is not possible to accurately apply the same force against the leg each time the hamstring muscles are stretched, thus the extent to which the muscles are stretched can vary considerably from day-to-day or time-to-time.

Various apparatus have been developed for stretching the leg muscles. One such type of apparatus utilizes a harness or strap to engage around the lower leg or foot of the exerciser while in a supine position. A cord attached to the strap is pulled by the individual to rotate the leg about the hip joint in the direction toward the individual's head. Examples of such exercise apparatus are disclosed by U.S. Pat. No. 3,834,694 and 4,456,249. One drawback of this type of exercise apparatus is that it is not possible to accurately apply small incremental loads to the leg. Further, such devices constantly apply

a force to the leg rather than holding the leg in a desired orientation. As a result, the leg is not able to be relaxed and thus does not reach its maximum range of motion. It is known that after a muscle is stretched to or near its maximum level for a period of time, if a maximum contraction of the muscle is made and the muscle is then allowed to relax, the proprioceptive neuromuscular facilitation phenomenon occurs whereby a dip in the muscle stretch reflex occurs so that the muscle can be stretched somewhat further. Moreover, with such devices disclosed in the '694 and '249 patents, it is difficult if not impossible to stretch the leg through a quantifiable range of motion so that the individual can repeatedly apply the same level of stretch to a desired muscle.

In another type of apparatus, a motorized swing arm is strapped to the lower leg or lower arm to move the distal section of the limb through a range of motion about the knee or elbow joint, thereby to provide physical therapy to increase the range of motion in an elbow or knee joint that has reduced mobility. An example of this type of device is disclosed by U.S. Pat. No. 4,089,330. One drawback of this particular type of device is that it is large, cumbersome and too expensive for individuals to purchase for home use. Moreover, this type of device also places a constant load on the body limb rather than simply holding the leg in the desired position, thereby removing the possibility and fear of overstretching while in this stable position, and thus allowing the user to relax.

### SUMMARY OF THE INVENTION

The above-discussed and other limitations of prior art apparatus ostensibly designed to stretch the body muscles are addressed by the present invention which provides an apparatus for stretching the body muscles, including the muscles, tendons and joint capsules of the lower back, hip, thigh, calf, and foot in a safe, controlled, repeatable and quantifiable manner. Hereinafter, the term "muscles" shall also include associated tendons and joint capsules. The stretching apparatus includes a cradle for receiving a limb of the user. The cradle is mounted to pivot about an axis extending generally transversely of the length of the user's limb and approximately through the pivot joint of the user's limb, thereby to stretch and flex the user's limb about such pivot joint. In the apparatus of the present invention, the cradle may be maintained at a desired angular position about the pivot axis of the cradle without tending to further pivot the body limb, thereby permitting the muscles being stretched to relax after contracting so that the proprioceptive neuromuscular facilitation phenomena can be employed to further stretch the muscles once the muscle stretch reflex has been reduced.

In another aspect of the present invention, the extent to which a muscle is stretched is quantified. For instance, the angular position of the cradle and, thus, also the range of movement of the limb associated with the muscle being stretched, is given with a numerical value or other scale. In addition or as an alternative, the stretching load being applied to the limb is measured so that this load can be monitored to prevent applying too large of a load on the limb which could cause physical damage thereto. This enables the present invention to be utilized in conjunction with a safe, controllable stretching regime to progressively stretch desired muscles of the body.

In one illustrative but not limiting example of the present invention, the cradle is adapted to receive the upwardly extending leg or foot of the user who is disposed in supine position. The pivot axis of the cradle extends approximately through the hip joints of the user, thereby to stretch and flex the user's leg about the hip joint. Further, the cradle may be maintained at a desired angular position about the hip pivot axis of the cradle.

In a more particular aspect of the present invention, the leg cradle includes a foot cup for receiving and supporting at least the back and sides of the user's foot. The cradle is designed so that the distance between the foot cup and the hip pivot axis of the cradle may be varied to accommodate legs of different lengths.

In another aspect of the present invention, the foot cup is mounted on the cradle to permit the foot cup to pivot about an axis extending transversely to the foot approximately through the user's ankle joint. This permits the present invention to be utilized to stretch and flex the muscles of the calf, ankle, foot, and toe regions.

In an additional aspect of the present invention, the foot cup is mounted on the cradle to pivot about an axis extending longitudinally of the foot cup. This allows the present invention to be employed to stretch and flex the everter and inverter muscles of the calf, ankle and foot.

In a further aspect of the present invention, the cradle includes a pair of arm assemblies that are pivotally mounted at the hip pivot axis of the cradle. Power means controlled by the exerciser operates on at least one of the pivot arm assemblies to move the pivot leg, and thus the cradle, about the hip pivot axis of the cradle thereby to place a stretching load on the leg disposed in the cradle. In a specific aspect of the present invention, the power means include an actuator manually operable by the exerciser. The actuator not only rotates the cradle about the hip pivot axis, but also maintains the cradle stationary at a desired orientation relative to the hip pivot axis and/or at a position that applies a desired stretching load on the leg.

#### BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

The details of a typical, but not limiting, embodiment of the present invention will be described in connection with the accompanying drawings in which:

FIG. 1 is an isometric view of a stretching apparatus of the present invention;

FIG. 2 is a side elevational view of the apparatus shown in FIG. 1;

FIG. 3 is an enlarged, fragmentary, isometric view of the apparatus shown in FIGS. 1 and 2, specifically illustrating the manner in which the apparatus is powered;

FIG. 4 is an isometric view of an alternative preferred embodiment of the present invention;

FIG. 5 is an enlarged, fragmentary, cross-sectional view of a portion of the stretching apparatus illustrated in FIG. 4 taken substantially along lines 5—5 thereof; and,

FIG. 6 is a schematic view of the stretching apparatus shown in FIGS. 5 and 6 specifically illustrating the manner in which the stretching load applied to the body limb is quantified.

#### DETAILED DESCRIPTION OF THE PREFERRED EMBODIMENTS

Referring initially to FIG. 1, the stretching apparatus 10 of the present invention is illustrated as being utilized by an individual disposed in a supine position. The appa-

ratus 10 includes a base structure 12 for supporting the head, torso, and the upper section of a stationary leg of the individual. The leg being stretched is disposed within a cradle 14 pivotally mounted on the base structure 12 by a pair of arm assemblies 16a and 16b. The cradle 14 includes a foot cup 18 for receiving and supporting the rear and side portions of the individual's foot. A power device in the form of a hydraulic actuator 20 is manually operated by the individual to pivot the leg assemblies 16a and 16b together with the cradle 14 about an axis 22 extending transversely across the individual's body at a location coinciding or nearly coinciding with the hip joints of the individual.

The following shall describe the above-mentioned components in greater detail. In such description, the term "forward" shall refer to the direction toward the individual's head, i.e., left-hand direction shown in FIGS. 1 and 2. Conversely, the "rearward" direction shall refer to the right-hand direction shown in FIGS. 1 and 2. Also, the "upward" direction shall refer to the direction toward the foot cup 18 shown in FIGS. 1 and 2 whereas the "downward" direction shall refer to the direction toward the base structure 12. Further, the "inward" direction shall refer to the direction toward the longitudinal center of the apparatus whereas the "outward" direction shall refer to the direction towards the longitudinal outside edges of the base structure 12.

The base structure 12 as shown in FIGS. 1 and 3, includes an underlying, flat, rectangularly shaped base plate 26 and an overlying layer of padding 28 shaped to correspond to the base plate. The padding may be composed of any appropriate material, such as rubber or foamed rubber, thereby to provide comfort to the individual. A cover 30 extends over the top and sides of padding 28 and also extends downwardly to cover the sides of the base plate 26. The cover may be composed of any appropriate material which preferably is tough enough to withstand rugged use of the apparatus 10 and also resistant to liquids, such as perspiration. Examples of such materials include coated nylon, vinyls, and neoprene. For the comfort of the user, preferably, but not essentially, a padded pillow 32 is positioned at the head of the base structure 12. The pillow can be permanently mounted on the base structure or can be movable to facilitate replacement and accommodate users of different body sizes.

Ideally, the base structure 12 is constructed of a width which is sufficient to enable the user to position a desired leg in cradle 14, with the torso positioned between the cradle and the adjacent side of the base structure. Preferably, a positioning line 34 extends across the base structure at a location corresponding to the hip pivot axis 22 for use by the individual to properly position his body so that his hip joints are positioned in alignment with the pivot axis 22. Also, preferably, a strap assembly 36 extends across a portion of the right side of the base structure 12 and over the stationary leg of the individual to restrain the stationary leg from moving during the stretching of the opposite leg. The strap assembly may extend underneath the corresponding portion of the base structure and up through spaced-apart openings 38 formed in the base structure. The ends of the strap assembly may be detachably fastened together by any convenient means, such as by utilizing Velcro® or a buckle or other type of clasp, as is well known in the art. A second strap assembly 40, shown in open position, is provided for securing the opposite leg of the individual when the stationary leg shown in FIG.

**I** is being stretched whereupon the individual is positioned on the opposite side of the base structure from the location shown in FIG. 1. Strap assembly 40 likewise extends beneath the corresponding portion of the base structure and up through spaced-apart openings formed in the base structure.

Although the base structure 12 is illustrated in FIG. 1 as being rectangular in shape, it will be appreciated that the base structure may be formed in other shapes without departing from the spirit or scope of the present invention. Moreover, the arm assemblies 16a and 16b may be affixed directly to a floor thereby eliminating the need for the base structure 12. Further, the base structure may be mounted on legs, not shown, to be supported above the floor level to facilitate entry onto and exit from the stretching apparatus 10.

As illustrated in FIGS. 1 and 2, the leg cradle 14 is composed of a pair of spaced apart, formed tubes 42a and 42b having a center section extending across the rear of the leg being stretched, side sections extending in the forward direction and end sections extending transversely outwardly to intersect with the arm assemblies 16a and 16b. The formed tubes 42a and 42b are fixedly mounted on the arm assemblies. It will be appreciated that the formed tubes 42a and 42b may be constructed from other types of material, such as rod, bar or strap stock without departing from the spirit or scope of the present invention.

The formed tubes 42a and 42b support a telescoping rear tube assembly 44 having an outer cylinder 46 affixed to and carried by the central portions of the formed tubes. The tube assembly 44 also includes an extendable rod 48 that is slidably receivable within the cylinder 46. The rod 48 is slightly biased in retracted position (downward) relative to the cylinder 46 by an internal extension spring 50 connected to and pulling downwardly on the lower end of the rod. This enables the cradle 14 to conveniently accommodate legs of different lengths by allowing the foot cup 18 to be raised to the appropriate height by simply placing the 40 foot within the foot cup and straightening the leg.

As shown in FIG. 1, preferably the tube assembly 44 is long enough to extend downwardly at least partially along the thigh of the user. A thigh strap 54 is fastened to the distal portion of the cylinder 46 (the lower end of 45 the cylinder as shown in FIG. 1) thereby to maintain the encircled portion of the thigh stationary relative to the tube assembly 44. Preferably, the thigh strap 54 may be circumferentially adjustable to accommodate different size legs and to vary the tightness and looseness of the 50 strap about the user's thigh, which affects the extent to which the leg is allowed to be nominally bent as it is stretched. With different angles of bend of the leg about the knee, different sections of the leg muscles, for instance the hamstring muscles, are stretched by use of 55 the apparatus 10.

Cradle 14 also includes a tubular yoke 56 employed to pivotally attach the foot cup 18 to the upper end of the cradle. The transverse central section of the yoke 56 is pivotally connected to the upper end of the rod 48 by a stub shaft 58 extending transversely rearwardly from the central portion of the yoke 56 and through a collar 60 fixed to the upper end of the rod 48. By this construction yoke 56 and, thus, also the foot cup 18 is adapted to pivot about an axis 62 extending longitudinally and centrally through the foot cup. The forward ends of yoke 56 are pivotally attached to the sidewalls 64 of the foot cup 18 by a stub shafts 66 extending transversely

outwardly from the foot cup sidewalls 64 and through central openings formed in bosses 68 positioned at the forward ends of the yoke 56. It will be appreciated that by this construction the foot cup 18 may be pivoted about the axis 70 defined by the stub shaft 66, which axis ideally coincides with the ankle of the user. Moreover, it will be appreciated that by the foregoing construction, the yoke 56 functions as a gimbal enabling the foot cup 18 to be simultaneously pivoted about axes 62 and 70.

The foot cup 18 includes a substantially flat sole plate portion 76, a curved back wall 78 for overlapping and supporting the back of the foot of the user, and sidewalls 64 forming a continuation of the back wall to extend forwardly from the back wall to past the location of the ankle and then tapering towards the sole plate portion 76 to intersect with the front of the sole plate portion. Ideally, for economy of production, the foot cup 18 is molded as a singular unit from any appropriate material, such as a high-strength plastic. However, it is to be understood that the foot cup need not be constructed as a unitary member, but may be fabricated from individual components without departing from the spirit or scope of the present invention. Also, ideally, an inner liner 82 is disposed within the foot cup 18 to provide comfort for the foot of the user and traction between the foot and the foot cup. It is to be understood that the shape and thickness of the liner 82 may be varied to accommodate feet of different sizes and also to position the feet within the foot cup so that the ankle of the user is substantially in alignment with axis 70. To this end, the liner may be readily removable from the foot cup 18. The liner 82 may be composed of any appropriate material, such as an open or closed cell foam.

Rather than including the sidewalls 64 and the back wall 78, it is to be understood that the foot cup 18 can be formed with simply the sole plate portion. In this instance, the stub shafts 66 of yoke 56 may be pivotally attached to the side edges of the sole plate portion. Also, in this instance, the inner liner 82 serves to improve traction between the foot and the sole plate.

As noted above, arm assemblies 16a and 16b serve to pivotally mount cradle 14 on the base structure 12. The arm assemblies also function to position the foot cup 18 at a desired angular orientation about the ankle axis 70. The arm assemblies include formed outer tubes 86a and 86b having their lower ends pivotally mounted on the side portions of the base structure 12 by mounting structures 88a and 88b, respectively. The outer tubes 86a and 86b are "dog-legged" shaped with the portions of the outer tubes located above the bend of the tubes extending toward the corresponding sidewalls 64 of the foot cup 18 along a straight line. As shown in FIG. 2, the upper sections of the outer tubes 86a and 86b are substantially parallel to tube assembly 44, whereas when viewed from the front or rear of the base structure 12, the upper sections of the outer tubes extend centrally inwardly in the upward direction. By this shape, the outer tubes 86a and 86b together with the formed tubes 42a and 42b of the cradle serve to position the foot cup 18 in an anatomically correct position relative to cradle axis 22 which, as discussed above, coincides, or nearly so, with the hip joints of the user.

The arm assemblies 16a and 16b also include extendable rods 92a and 92b extending outwardly from the upper ends (as viewed in FIGS. 1 and 2) of the outer tubes 86a and 86b. The rods 92a and 92b are guided within respective outer tubes 86a and 86b by apertured

end caps 94 engaged with the upper ends of the outer tubes and internal pistons 96 disposed within the interior of the outer tubes and fixed to the lower ends of the rods. The rods 92a and 92b may be allowed to freely extend and contract relative to the outer tubes during particular stretching exercises wherein the foot cup 18 is pivoted about longitudinal axis 62 and/or ankle axis 70. Alternatively, the position of the rods 92a and 92b relative to their corresponding outer tubes 86a and 86b, may be fixed by the tightening of knobs 98 which are threadably engaged over stub shafts 100 extending outwardly from the outer circumference of pistons 96 and through elongate slots 102 extending along a substantial length of the outer tubes. When tightened on the stub shafts 100, the knobs 98 bear against the outer circumference of the outer tubes 86a and 86b. At their upper ends, the rods 92a and 92b are connected to the sidewalls 64 of the foot cup 18 by spherical connectors 104 which allow relative angular movement between the upper ends of the rods and the foot cup to accommodate, for instance, changes in the elevation of the foot cup and also movement of the foot cup about longitudinal axis 62 and/or transverse ankle axis 70.

The lower ends of the arm assemblies 16a and 16b are pivotally connected to the side portions of the base structure 12 by mounting structures 88a and 88b, respectively. Rectangularly shaped sleeves 110 are secured to the lower ends of the outer tubes 86a and 86b to be closely received between an outer cheek plate 112 and an inner cheek plate 113 disposed in spaced parallel relationship to each other. The cheek plates are generally triangular in shape to taper as they extend upwardly from a base plate 114. The base plate 114 overlies and is securely attached to the underlying portion of the base plate 26 of the base structure 12. As shown in FIG. 3, a cross plate 116 extends transversely between the cheek plates 112 at an elevation above the base plate 114 to reinforce the mounting structures 88a and 88b. Pivot shafts 118, aligned with axis 22, extend transversely between the cheek plates 112 to extend through aligned openings formed in the upper portions of the cheek plates and through transverse openings formed in the rectangular sleeves 110 thereby to pivotally mount the lower ends of the outer tubes 86a and 86b to the mounting structures 88a and 88b.

A hydraulic linear actuator 20 is utilized to rotate arm assemblies 16a and 16b and, thus, the cradle 14 in the counterclockwise direction as shown in FIGS. 1 and 2. In one preferred embodiment of the present invention, the actuator 20 is in the form of a hydraulic jack having a base portion 124 mounted on the sloped side face of a mounting block 126 secured to the base plate 114. The hydraulic jack 20 includes a cylinder portion 128 extending from the base 124 rearwardly and upwardly along the side of the base structure 12 towards the lower end of the rectangular sleeve 110 of the leg assembly arm. The jack 20 also includes an extendable piston rod 130 having a rectangularly shaped push block 132 attached to the forward end of the piston rod to bear against a reaction block 134 pivotally mounted between the sidewalls of the rectangular sleeve 110 by a cross shaft 136. As illustrated in FIG. 3, in the region of the reaction block 134, the wall of the tubular sleeve 110 facing the jack 20 has been removed to provide clearance for the reaction block. Since jack 20 is in fixed orientation, the angular relationship of the piston rod 130 of the jack and the sleeve 110 of the leg assembly 86b changes as the leg assembly is pivoted about axis 22

by extension and retraction of the piston rod and, thus, the pivoting reaction block 134 is employed to accommodate this change in relative angle.

To extend the piston rod 130, the pump of the jack 20 is operated by a manually graspable handle 138 pivotally mounted at its lower end to the outward side of the cheek plate 112 associated with leg assembly 16b by a pin 140 cantilevered outwardly from the cheek plate to extend through a transverse hole formed in the handle. The plunger 142 of the pump portion of the jack 20 is pinned to an intermediate section of the handle 138 by a cross pin 144. A grip 146 is engaged over the upper end of the handle 138 for convenient grasping by the apparatus user. A stop pin 148 extends transversely outwardly from the outer cheek plate 112 to limit the swing of handle 138 in the clockwise direction shown in FIGS. 1-3 thereby correspondingly limiting the throw of the jack plunger and, thus, also limiting the extension of the piston rod 130 with a particular stroke of the handle 138.

It will be appreciated that the jack 20 may be used to pivot the cradle 14 in the counterclockwise direction to stretch muscles of the leg; however, once the desired level of stretch has been achieved, the cradle is maintained in a stationary orientation relative to the pivot axis 22 so that a load is not being applied to the leg, attempting to further stretch the leg muscles. This enables the leg to be first maximally contracted and then relaxed to experience the proprioceptive neuromuscular facilitation phenomenon. The necessary relaxing of the stretched muscle would not be possible if the actuator 20 tended to cause the cradle 14 to continue to impart a load on the leg when the leg is in stretched condition.

The piston rod 130 is retracted by relieving the pressure within the cylinder 128 by switching of a valve, not shown, built into the base 124 of the jack 20 by rotation of a knob 150 located on the base 124 into "open" position. With the retraction of the piston rod 130, the cradle 14 is allowed to pivot in a clockwise direction, shown in FIGS. 1-3, thereby relieving the stretching load placed on the leg of the apparatus user. By controlling the extent to which knob 150 is rotated into open position, the present invention may advantageously be utilized to conduct isokinetic exercises by using the leg muscles to pivot the cradle at a substantially constant speed. Although not essential, a stop may be employed to limit the clockwise rotation of the leg assemblies 16a and 16b and thus also cradle 14. The stop may take the form of a cross shaft 160 spanning between the upper, rearward portions of the cheek plates 112 and 113 to bear against the adjacent surface of the rectangular sleeve 110 of outer tube 86b, see FIG. 3.

It is to be understood that while the actuator for powering cradle 14 has been described above in conjunction with a common hydraulic jack, the actuator may take other forms without departing from the spirit or scope of the present invention. For instance, the jack may be replaced with a fluid cylinder having its ends pivotally pinned to base plate 114 and to rectangular sleeve 110, thereby eliminating the need for the reaction block 134. Moreover, the jack can be replaced by a mechanical device, such as a ratchet and pawl or by other types of mechanical or electrical devices.

The angular position of the cradle 14 about the axis 22 may be visually indicated by a pointer 164 transversely mounted on the inward end of one or both of the pivot shafts 118, i.e., the end of the pivot shafts extending

toward the longitudinal center of the apparatus 10. Angular graduations, preferably numerical, 166 are located on the inward face of the cheek plate 113 to enable the apparatus user to observe the angular position of the pointer 164 and, thus, the rotational travel of the cradle 14. Pointers similar to pointers 164 may also be mounted on the outward ends of one or both the pivot shafts, and angular graduations, similar to graduations 166, may be located on the outward face of the cheek plate 112 to facilitate ascertaining the angular position of the cradle 14 by one other than the user of the apparatus 10, i.e., a physical therapist.

It will be appreciated that the pointer 164, together with the angular graduations 166, enable the user to monitor increases and decreases in the range of motion of the muscles being stretched by use of the present invention. Moreover, the present apparatus may be employed to measure the range of motion of a series of individuals, for instance, for comparison purposes. It will further be appreciated that other types of devices may be utilized to quantify the angular position and travel of the cradle 14 about the pivot axis 22 without departing from the spirit or scope of the present invention.

To utilize the present invention for stretching the muscles of the thigh, hip, and lower back, the individual lies down on the base structure 12 and places the leg to be stretched in the cradle 14 so that the foot is placed within the foot cup 18. It will be appreciated that the foot cup, being nominally biased in a downward, retracted position by the spring-loaded tube assembly 44, automatically adjusts to the length of the user's leg. When lying on the base structure 12, the user's hip joints are placed in alignment with the transverse line 34 extending across padding 28 so that his hip joints are also in alignment with the transverse axis 22 about which the cradle 14 rotates. Knobs 98, controlling the position of rods 92a and 92b which are connected to the foot cup 18, are tightened to prevent the foot cup 18 from pivoting about the transverse ankle axis 70. The upper leg is strapped to the cradle by strap 54, and the lower leg is restrained by strap assembly 36 or 40.

Next, the muscles of the lower back, hip and thigh are stretched by manually operating hydraulic jack 20 to rotate the cradle 14 in the counterclockwise direction shown in FIGS. 1 and 2. This is conveniently accomplished by simply pumping the manually graspable handle 138 of the hydraulic jack. It will be appreciated that the user may modulate not only the level but also the rate at which a stretching load is placed on his leg by the speed and the number of times that the jack handle 138 is reciprocated. Furthermore, once a muscle has been stretched to near its maximum, the muscle can be isometrically contracted for a finite time duration and then relaxed, thereby causing the muscle to undergo the proprioceptive neuromuscular facilitation effect which results in a dip in the muscle's contractive response or resistance to stretch so that the muscle can be stretched somewhat further. This further stretching is accomplished by simply operating the jack handle 138. The foregoing is made possible since the cradle 14 does not tend to continue to rotate in the counterclockwise direction when the jack 20 is not being operated so that a continuous stretching load is not placed on the muscle which would prevent the muscle from being sufficiently relaxed to undergo the proprioceptive neuromuscular facilitation effect.

The present invention may be used as thus described to stretch numerous muscles of the lower back, hip and thigh. The primary muscles of this region of the body that are stretched by utilizing apparatus 10 include the hamstring group of muscles of the thigh, i.e., the semimembranous, semitendinosus, and biceps femoris. Other primary muscles that are stretched include the gluteus maximus and tensor fascia latae. The muscles that may be secondarily stretched by the present apparatus include the sartorius, rectus femoris, gracilis, adductor longus, adductor brevis and the upper portion of the adductor magnus, which are all muscles of the thigh. Other secondary muscles that are stretched include the erector spinae group and psoas major muscles of the back and the iliacus and pectineus muscles of the hip. In addition, the present invention may be advantageously utilized to stretch the tendons and joint capsules associated with the foregoing muscles.

It will be appreciated that the present invention permits the user to visually quantify his stretching regime by monitoring the location of the pointer 164 relative to the circular graduations 166 located on the inside face of cheek plate 113. The user is able to measure the range of motion of his leg muscles and any changes therein. This enables the user to undertake a safe, progressive stretching program without a substantial risk of injury due to overstretching muscles, tendons or joint capsules. The present invention also allows different sections of the hip, thigh and upper calf muscles to be stretched by adjusting the tightness of the strap 54, thereby permitting the knee to be nominally flexed a desired, controlled amount during stretching exercises.

After the desired stretching duration, the cradle 14 may be conveniently retracted in the clockwise direction shown in FIGS. 1 and 2 by simply rotating knob 150 of the jack 20 into "open" position, thereby to retract the piston rod 130 back into the jack. Moreover, by controlling the open position of the knob 150, the present invention may be used to perform isokinetic exercises.

The present invention also may be utilized to stretch the muscles of the calf, ankle, foot and toes. For instance, knobs 98 of the arm assemblies 16a and 16b can be loosened to allow the foot cup 18 to pivot about axis 70 as the user stretches and flexes his foot about his ankle joint. This stretching/flexing movement is facilitated by grasping both of the loosened knobs 98 with the hands and pushing up and then pulling down on the knobs in unison to cause the foot cradle 18 to pivot about axis 70. This results in the stretching and flexing of the plantar flexor muscles of the calf, ankle and foot, including the triceps surae, i.e., the gastrocnemius, soleus, plantaris, popliteus, flexor hallicus longus and flexor digitorum longus muscles. The flexor muscles of this region of the body that may be secondarily stretched include the flexor digitorum brevis and the peroneus brevis muscles. The everter and inverter muscles of the calf and foot also may be conveniently everted and inverted by pivoting the foot cup 18 about the longitudinal axis 62. This may be accomplished by alternately pulling down and then pushing up on one of the loosened knobs 98 and simultaneously pushing up and pulling down on the other loosened knob 98 so that the foot cradle 18 is pivoted about axis 62. By this technique, eversion and inversion of the ankle joint and flexion and extension of the various muscles of the calf and foot can be accomplished, for instance, the peroneus longus and the tibialis posterior muscles. Muscles

that may be secondarily flexed and stretched include the peroneus brevis, peroneus tertius and tibialis anterior muscles.

It will be appreciated that by manually manipulating knobs 98, it is possible to simultaneously stretch and flex the muscles of the calf, foot and ankle and also invert and evert the ankle joint. It will be further appreciated that the angular position of the foot cup 18 about axis 70 and/or 62 may be visually indicated by any appropriate method, for example, through the use of a pointer similar to pointer 164 discussed above and angular graduations similar to graduations 166 also discussed above.

A further preferred embodiment of the present invention is illustrated in FIGS. 4, 5 and 6, wherein the components of a stretching apparatus 200 which correspond to the components of the stretching apparatus 10, as shown in FIGS. 1-3, are referred to by the same part numbers, but with the addition of a prime "prime" designation. Also, the components and aspects of apparatus 200 which are the same as or similar to the components of 20 and aspects of apparatus 10 will not necessarily be re-described in detail to avoid unnecessary repetition.

The apparatus 200 includes a base structure 12' for supporting an individual in supine position, providing support for the head, torso, and upper section of the stationary leg of the individual. The leg being stretched is disposed within a cradle 14'. The cradle 14' includes a foot cup 18' for receiving and supporting the rear and side portions of the individual's foot. A power device in the form of a hydraulic actuator 20' is manually operated by the individual to pivot the cradle 14' about an axis 22' extending transversely across the individual's body at a location substantially aligned with the hip joints of the individual.

As in the description of the apparatus 10, shown in 35 FIGS. 1-3, in the following further description of the apparatus 200, illustrated in FIGS. 4, 5 and 6, the term "forward" shall refer to the direction toward the individual's head, i.e., left-hand direction shown in FIGS. 4 and 5. Conversely, the "rearward" direction shall refer to the right-hand direction shown in FIGS. 4 and 5. Also, the "upward" direction shall refer to the direction toward the foot cup 18', whereas the "downward" direction shall refer to the direction toward the base structure 12'. Further, the "inward" direction shall refer to the direction toward the longitudinal center of the apparatus, whereas the "outward" direction shall refer to the direction toward the longitudinal outside edges of the base structure 12'.

Base structure 12', as shown in FIGS. 4 and 5, may be constructed substantially the same as base structure 12 shown in FIGS. 1 and 2, but with the addition of legs 202 extending downwardly from each of the corners of the base structure to support the base structure above the level of the floor. Preferably, the top of the base 55 structure is at an elevation whereby for an average height person, the stationary foot of such person can rest on the floor. Ideally, the base structure 12' is constructed of a width which is sufficient to enable the user to position a desired leg in the cradle 14', with the user's torso positioned between the cradle and the adjacent side of the base structure. Preferably, a positioning line 34' extends across the base structure at a location corresponding to the hip pivot axis 22' for use by the individual to properly position his body so that his hip joints 65 are positioned in alignment with the pivot axis 22'.

Ideally, a restraining bar 204 extends across the rearward end of the base structure at a location spaced

sufficiently rearwardly of the base structure to enable the stationary leg to be placed between the end of the base structure and the restraining bar. The restraining bar may be fixedly attached to the base structure by any 5 convenient means, not shown. Ideally, a resilient, cylindrical pad 206 is engaged over the restraining bar so that the front (shin portion) of the stationary leg of the individual may be pushed against the pad without causing significant discomfort thereto. Ideally, the pad 206 is constructed from a durable, resilient material such as foamed vinyl. Preferably, but not essentially, a padded pillow 32' is positioned at the head of the base structure for the comfort of the user. As with pillow 32, the pillow 32' can be permanently mounted on the base structure or can be movable to facilitate replacement and to accommodate users of different body sizes.

As most clearly illustrated in FIG. 4, the leg cradle 14' is composed of a pair of longitudinally extending, formed arms 16a' and 16b'. The arms 16a' and 16b' include lower sections 208a and 208b having their bottom ends pivotally mounted to the side portions of the base structure 12' by mounting structures 88a' and 88b', respectively. The mounting structures each include an outer cheek plate 112' and an inner cheek plate 113' for closely receiving the lower ends of the leg sections 208a and 208b therebetween. A pivot shaft 118', aligned with axis 22', extends transversely between the cheek plates 112 and 113 to extend through aligned openings formed in the cheek plates and also through transverse openings 30 formed in the arm lower sections 208a and 208b thereby to pivotally mount the arm lower sections to the mounting structures 88a' and 88b' in a manner similar to apparatus 10 shown in FIGS. 1-3.

The arms 16a' and 16b' also include upper sections 210a and 210b that extend inwardly and rearwardly (as seen in FIG. 4) from the distal ends of the lower arm sections 208a and 208b to intersect with the opposite side portions of an elongated, U-shaped slideway structure 212. The slideway structure 212 includes an elongate, straight upper section 214 extending parallel to the lower sections 208a and 208b of the arm members 16a' and 16b'. The slideway upper section 214 is positioned at a location corresponding to the location of the telescoping rear tube assembly 44 shown in FIGS. 1 and 2. The slideway upper section 214 is also interconnected with the arms 16a' and 16b' by a plate 216a that is disposed coplanar with the plane defined by the lower and upper sections 208a and 210a of leg 16a' as well as by a plate 214b disposed coplanar to the plane defined by the lower and upper arm sections 208b and 210b of leg 16b'. The plates 214a and 214b extend inwardly to intersect with the sidewalls of the slideway upper section 214. It is to be understood that the plates 216a and 216b may be replaced by any other appropriate structural members, such as tubes or bars.

Ideally the arms 16a' and 16b' are constructed from tubular material for convenience of manufacture and sufficient structural integrity without undue weight. However, it is to be understood that the arms 16a' and 16b' may be composed of other types of structure members without departing from the spirit or scope of the present invention.

The slideway structure 212 includes a lower section 218 extending downwardly and diagonally forwardly (as shown in FIG. 4) from the upper section 214 to support at its lower end an arcuate pad 220 for bearing against the thigh of the user's leg being stretched. Preferably, a strap assembly 222, shown wrapped around

the thigh of the user, is engaged with the pad 220 to secure the user's thigh to the pad. The ends of the strap assembly 222 may be detachably fastened together by any convenient means, such as by utilizing Velcro® or buckle or other type of clasp, as is well known in the art.

The foot cup 18' includes an outer shell 230 pivotally mounted on a tubular yoke 56' which in turn is carried by a carriage 232 slidably disposed within the interior of the slideway structure 212. The forward ends of the yoke 56' (as seen in FIG. 4) are pivotally attached to the sidewalls of the foot cup outer shell 230 by pivot shafts 66' extending through central openings formed in transverse bosses 68' positioned transversely at the forward ends of the yoke 56'. The inward ends of the pivot shafts 66' are attached to the sidewalls of the foot cup by any convenient method. It will be appreciated that by this construction, the foot cup 18' may be pivoted about a transverse axis 70' defined by the pivot shafts 66', which, ideally, coincides with the ankle of the user.

As shown in FIG. 4, the central portion of the yoke 56' is secured to the carriage 232 by any convenient method, such as through weldments. The carriage 232 is closely receivable within a slideway 234 defined by the slideway upper section 214. The carriage may be constructed from tubular material and may be coated on its exterior to form antifriction surfaces to permit the slide to freely move within the slideway 234. Ideally, the carriage 232 is retained against disengagement from the slideway 234 in the direction transversely to the length of the slide for permitting the carriage to freely slide along the slideway. This can be accomplished by any convenient means, such as by forming a longitudinal groove 236 in the side walls of the carriage for closely receiving an aligned rib 238 therein extending inwardly along the length of the slide walls of the slideway upper section 214, FIG. 5.

Ideally, the foot cup 18' is constructed similarly to foot cup 18 illustrated in FIGS. 1 and 2. In this regard, the outer shell 230 of the foot cup 18' includes a substantially flat sole plate portion 76', a curved back wall 78' for overlapping and supporting the back of the foot of the user, and sidewalls 64' forming a continuation of the back wall to extend forwardly from the back wall to past the location of the ankle and then tapering toward the sole plate portion 76' to intersect with the front of the sole plate portion. Ideally, for economy of production, the outer shell 230 is molded as a singular unit from any appropriate material, such as a high-strength plastic.

As with foot cup 18, ideally, foot cup 18' includes an inner liner 82' disposed within the outer shell 230 to provide comfort for the foot of the user and traction between the foot and the foot cup. It is to be understood that the shape and thickness of the liner may be varied to accommodate feet of different sizes and also to position feet within the foot cup so that the ankle of the user is substantially in alignment with axis 70'. To this end, the liner is movable relative to and may be readily removable from the outer shell 230. The liner 82' may be comprised of any appropriate material, such as open- or closed-cell foam. In addition, various sections of linear may be formed in different hardnesses, depending upon various factors, such as the level of load applied to the section of the liner by the user's foot.

As with foot cup 18, discussed above, the foot cup 18' can be formed with simply the sole plate portion 76' and the back wall 78'. In this instance, the pivot pins 66' may

be attached to the side edge portions of the sole plate portion rather than to the sidewalls.

The angular position of the foot cup 18' relative to the transverse pivot axis 70' may be conveniently and manually adjusted so that different muscles of the calf, ankle, and foot are stretched during the use of the present invention. To this end, a bracket 240 extends rearwardly from the rear wall 78' of the foot cup outer shell 230. A clevis 242 is pinned to the bracket 240 by a cross pin 244 extending through aligned holes formed in the tines of the clevis and also through a clearance hole formed in the bracket 240. The opposite end of the clevis 242 is attached to the inner cable 246 of a push-pull cable assembly 248 of a standard construction. The adjacent end of the outer sheath 250 of the cable assembly 248 bears against a cross wall 252 of a bracket 254 located at the upper end of the slideway upper section 214, (as shown in FIG. 4). Bracket 254 also includes triangular sidewalls 256 that are coplanar with the sidewalls of the slideway structure 212. The inner cable 246 of the cable assembly 248 extends through a clearance hole formed in the bracket cross wall 252.

At its opposite end, the cable assembly 248 extends through cross holes formed in the lower portion of arm lower section 208a. A manually graspable T-shaped twist handle 258 is secured to the adjacent end of the cable 246. Ideally, this end of the cable assembly 248 includes a standard locking mechanism, not shown, by whereby twisting the T handle in one direction, the cable 246 may be unlocked relative to the sheath 250, pushed or pulled through the sheath 250 and then be subsequently rotated back in the opposite direction thereby to again lock the cable 246 relative to the cable sheath 250 to prevent relative longitudinal movement therebetween. As a result, the angular position of the foot cup 18' is maintained relative to the transverse axis 70', as desired. Such cable assembly locking mechanisms are standard articles of commerce. It will be appreciated that by positioning the T handle 258 at a lower portion of the arm section 208a, the handle may be conveniently grasped by the user when in supine position.

An electronic sensor 260 is utilized to measure the force exerted by the user's leg on the cradle 14', which information may be utilized to in turn calculate the stretching load being applied to the leg with the apparatus of the present invention, as discussed more fully below. The sensor 260 may be in the form of a beam-type strain gauge interposed between the foot cup inner shell 82' and the rear wall 78' of the foot cup outer shell 230, as illustrated in FIG. 5 and also schematically in FIG. 6. Beam-type strain gauges, such as sensor 260, are standard articles of commerce. An example of one such type of strain gauge is Model No. LCL-040, available through Omega Engineering, Inc. of Stamford, Conn. The signal from the sensor 260 is transmitted to a microprocessor 262, see FIG. 6.

A potentiometer is utilized to measure the angle of the cradle 14' about axis 22' to produce an electrical signal related thereto. This signal is also transmitted to the microprocessor. The potentiometer 264 may be of a "pot" type mounted on or within the mounting structure 88a' in alignment with transverse axis 22'. The pivot shaft 118' associated with the mounting structure 88a' may be adapted to rotate with the cradle arm 16a' thereby to change to the electrical signal produced by the potentiometer 264 as the angle of inclination of the

cradle 14' varies. Potentiometers, such as potentiometer 264, are standard articles of commerce.

The cradle 14' is rotated about the transverse axis 22' ideally with a hydraulic linear actuator 20', similar to the actuator 20 discussed above. The hydraulic actuator 20' may include a rod end which is pinned to the lower end of the cradle arm lower section 208b and a cylinder end which is pinned to mounting structure 88b'. The linear actuator 20 may include a pumping or jacking assembly which is manually operable through a formed handle 138' extending upwardly and transversely from the mounting structure 88b' to be conveniently graspable by the user while in supine position. The linear actuator 20' may include a pressure release valve operable through a pushbutton 270 mounted on the end of the handle 138' adjacent the hand of a user. Linear actuators, such as linear actuator 20', are standard articles of commerce. It will be appreciated that through the foregoing construction of the linear actuator, the actuator may be operated to raise and lower the cradle 14' while the user is in relaxed, supine position on the base 12' of the apparatus 200.

To utilize the present invention for stretching the muscles of the thigh, hip, and lower back, the individual lies on the base structure 12' and places the leg to be stretched in the cradle 14' so the foot is placed within the foot cup 18'. It will be appreciated that the foot cup may be nominally biased in the direction toward the base structure 12', for instance by spring, not shown, that applies a load on the carriage 232 in that direction, thereby to automatically adjust to the length of the user's leg. When lying on the base structure 12', the user's hip joints are placed in alignment with the transverse line 34' extending across the base structure 12' so that the user's hips are in substantial alignment with the transverse axis 22' about which the cradle 14' rotates. The angle of the foot cup 18' is adjusted by use of the twist knob 258, as discussed above. The thigh of the user's leg is strapped to pad 220 by the strap 222. The other leg of the user may be positioned so that the shin bears against the pad 206 of the restraining bar 204.

Next, the muscles of the lower back, hip, and thigh are stretched by manually operating the linear actuator 20' by pumping the handle 38', thereby to cause the cradle 14' to rotate in the counterclockwise direction shown in FIG. 4. However, before doing so, when the user's relaxed leg is placed in the cradle 14', the pressure sensor 260 senses the downward force that the user's leg imposes on the foot cup 18' and thus weight of the user's leg, and produces an electrical signal related thereto which is transmitted to the microprocessor 262 for recording. This weight may be shown on a display 272 mounted on the carriage arm 16a' so as to always be in a vertical orientation and thus viewable by the user.

The digital readout of the display 272 may then be calibrated to "zero" since when the leg is in a horizontal position, little, if any, stretching force is being applied to the leg. As the user's leg is raised by the rotation of the cradle, the pressure exerted on the sensor 260 by the weight of the user's leg itself diminishes trigonometrically as the angle of the cradle increases. The angle of the cradle is measured by the potentiometer 264, which produces an electrical signal related to the angle of the cradle and transmits such electrical signal to the microprocessor 262. As the cradle is raised, the pressure exerted on the sensor 260 due to the tension of the muscles, tendons, joint capsules, and skin of the stretched leg increases while the pressure exerted on the sensor by

the weight of the user's leg diminishes. The microprocessor calculates the diminishing effect of the load on the sensor 260 caused simply by the weight of the user's leg and calculates the reaction pressure being applied to the foot cup due to the stretched muscles, tendons, joint capsules, and skin of the leg. This tension load may be displayed on the display 272 in pounds or kilograms, as selected by the user, to provide a quantification of the "stretch" being applied to the user's leg. The angle of the cradle 14' may also be displayed to provide another indication of the quantification of the stretching activity which is occurring.

As with apparatus 10 described above, the apparatus 200 may be utilized to maintain the leg near its maximum stretched condition so that the leg muscles can be isometrically contracted for a finite time duration and then relaxed, thereby causing the muscles to undergo the proprioceptive facilitation phenomenon, which results in a dip in the muscles' contractive response or resistance to stretch so that the muscle can be stretched somewhat further.

As with apparatus 10 described above, the apparatus 200 can be employed to stretch numerous of the muscles of the lower back, hip and thigh. Moreover, by quantifying the user's stretching regime, overstretching of the leg is avoided, while permitting the user to undertake and safe and progressive stretching program. Also, different sections of the leg muscles may be stretched by adjusting the tightness of the strap 222 and also the angle of the foot cup 18'. Further, the present invention is not limited to the stretching of the user's leg, but may be employed to stretch other body components, such as the back, neck, and arms of the user. Of course, appropriate modifications of the size and location of some of the components of the present invention described above may be necessary when adapting the present invention for use with other body limbs of the user.

As will be apparent to those skilled in the art to which the invention is addressed, the present invention may be embodied in forms other than those specifically disclosed above without departing from the spirit or essential characteristics of the invention. The particular embodiments of the apparatus 10 and 200, described above, are therefore to be considered in all respects as being merely illustrative of forms of apparatus capable of carrying out the present invention. The scope of the present invention is as set forth in the appended claims, rather than being limited to the foregoing description.

The embodiments of the invention in which an exclusive property or privilege is claimed are defined as follows:

1. A leg stretching apparatus, comprising:  
a base structure for supporting an exerciser in supine position;  
a leg cradle for receiving a first leg of the exerciser;  
means included on said leg cradle for contacting against at least one desired location along the length of the first leg or the foot of the first leg;  
means for mounting the leg cradle on the base structure to pivot the leg cradle about an axis extending transversely to the exerciser and wherein the axis is displaced above the base structure so as to be substantially aligned with the pivot axis of the hip joints of the exerciser;  
means for pivoting the cradle about the hip pivot axis of the cradle to flex the hip joint of the first leg and thereby stretch the muscles, tendons, joint capsules and skin of the first leg;

means for maintaining the cradle at selected angular positions about the pivot axis of the cradle without tending to impart a further stretching movement on the muscles, tendons, joint capsules and skin of the first leg and;

means included on said leg cradle, cooperating with said means for contacting the first leg, for limiting flexion of the knee joint to no more than a selected degree during pivoting of the cradle about the hip pivot axis of the cradle and maintenance of the 10 cradle in a selected angular position.

2. The stretching apparatus according to claim 1, wherein the means for contacting the first leg includes:

foot-receiving means selected from the group consisting of: a foot cup for receiving and supporting at 15 least the heel portion of the foot of the first leg and a foot plate for bearing against the sole of the foot of the first leg; and thigh fastening means for securing the thigh of the first leg to the leg cradle.

3. The stretching apparatus according to claim 2, wherein said cradle includes means for mounting the foot-receiving means on the cradle to pivot the foot-receiving means about an axis transverse to the foot and closely corresponding with the ankle joint of the first leg.

4. The stretching apparatus according to claim 3, wherein the cradle further comprises means for maintaining the foot-receiving means at a desired angular position relative to the cradle about the transverse ankle axis of the foot-receiving means.

5. The stretching apparatus according to claim 4, wherein the means for mounting the foot-receiving means on the cradle to pivot the foot-receiving means about the transverse ankle axis of the foot and the means for maintaining the foot-receiving means at a desired 35 angular position about the transvers ankle axis are manually operable by the hands of the exerciser while the first leg of the exerciser is received within the cradle.

6. The stretching apparatus according to claim 1, wherein said cradle further includes means for mounting the foot-receiving means on the cradle to permit the foot-receiving means to pivot about an axis extending longitudinally of the exerciser's foot.

7. The stretching apparatus according to claim 6, further comprising means for locking the contacting 45 means in a desired angular orientation relative to the cradle about the longitudinal pivot axis of the foot-receiving means.

8. The stretching apparatus according to claim 1, wherein the leg cradle includes means for adjusting the 50 distance between the hip pivot axis of the cradle and the contacting means of the cradle, and maintaining the contacting means of the cradle at such distance during pivoting of the cradle about the hip pivot axis.

9. The stretching apparatus according to claim 8, 55 wherein the means for adjusting the distance between the hip pivot axis of the cradle and the contacting means of the cradle includes a carriage on which the contacting means is mounted and a slideway extending longitudinally of the cradle for slidably receiving the carriage.

10. The stretching apparatus according to claim 1, wherein:

the leg cradle comprises at least one arm extending along the cradle to the hip pivot axis of the cradle; and,

the means for providing the leg cradle actuator means operating on the cradle arm to pivot the cradle about the hip pivot of the cradle.

11. The stretching apparatus according to claim 10, wherein the actuator means is operable by the exerciser while the leg of the excerciser is received within the cradle.

12. The stretching apparatus according to claim 11, wherein the actuator means includes means for maintaining the cradle at a desired angular orientation about the hip pivot axis of the cradle.

13. The stretching apparatus according to claim 1, further comprising means for indicating to the exerciser the angular position of the cradle about the hip pivot axis of the cradle.

14. The stretching apparatus according to claim 1, further comprising means for quantifying the level of tension being imposed on the limb by the cradle.

15. A stretching apparatus, comprising:  
a cradle having a section for receiving a first limb of a user's body, the cradle including:  
first and second longitudinally extending, laterally spaced apart, cradle support members having first ends pivotally mounted about the transverse pivot axis of the hip;  
a medial member assembly fixed to and extending longitudinally relative to the first and second cradle support members;  
a foot cup having portions for receiving the rear and side portions of the user's foot and supporting the rear portion of the user's foot;  
means for mounting the foot cup on the medial member assembly to pivot the foot cup about a first transverse axis closely coinciding with the pivot axis of the user's ankle; and

means for pivoting the cradle about an axis substantially aligned with the pivot axis of the first limb, thereby to stretch the muscles, tendons, joint capsules and skin associated with the first limb to a desired degree and then maintaining the cradle at such angular position about the pivot axis of the cradle coinciding with the desired angular position of the first limb about the pivot axis of the first limb, thereby enabling the muscles associated with the first limb to be maximally contracted and then relaxed, causing a reduction in the stretch reflex of the muscle.

16. The stretching apparatus according to claim 15, wherein the cradle means further comprises means for adjusting the angular position of the foot cup relative to the first transverse axis of the foot cup.

17. A stretching apparatus comprising:  
a cradle having a section for receiving a first limb of a user's body;  
means for pivoting the cradle about an axis corresponding to the pivot axis of the first limb to a selected angular position, thereby to stretch the muscles, tendons, joint capsules and skin associated with the first limb;

means for maintaining the cradle at such selected angular position about the pivot axis of the cradle, thereby enabling the muscles associated with the first limb to be maximally contracted and then relaxed, causing a reduction in the stretch reflex of the associated muscles; and

control means coupled with the pivot means pivoting the cradle to an extent based on the extent of stretch of the first limb, wherein the control means includes means for measuring the total force exerted on the cradle by the user's limb as well as a

19

portion of such total force due to the weight of the user's limb being carried by the cradle.

18. The stretching apparatus according to claim 17, wherein the measuring means includes means for measuring the angular position of the cradle about the pivot axis of the cradle. 5

19. A leg stretching apparatus, comprising:

a base structure for supporting an exerciser in supine position; 10

a leg cradle for receiving a first leg of the exerciser and having means for contacting the first leg at a desired location below the knee joint and at or above the foot; 15

adjustable strap means mounted on the leg cradle for encircling the thigh of the first leg to control the degree of flexion of the knee joint of the first leg;

10  
15

20

means for mounting the leg cradle on the base structure to pivot the leg cradle about an axis extending transversely to the user and wherein the axis is displaced above the base structure so as to be substantially aligned with the pivot axis of the hip joints of the exerciser; and

means for pivoting the cradle about the pivot axis of the cradle to flex the hip joint of the first leg and thereby stretch the first leg; and

means for maintaining the cradle at selected angular positions about the pivot axis of the cradle without tending to impart a further stretching movement on the first leg, the strap means for contacting the first leg to limit flexion of the knee joint to no more than a selected degree during pivoting of the cradle and maintenance of the cradle at a selected angular position.

\* \* \* \* \*

25

30

35

40

45

50

55

60

65

UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE  
CERTIFICATE OF CORRECTION

PATENT NO. : 5,122,106

DATED : June 16, 1992

INVENTOR(S) : D.F. Atwood et al.

It is certified that error appears in the above-identified patent and that said Letters Patent is hereby corrected as shown below:

Column 10, line 57

after "muscles." begin a new paragraph with  
"The everter"

Column 13, line 6

"includes" should read --includes--

Column 13, line 62

"linear" should read --liner--

Column 14, lines 28 & 29

"by whereby" should read --whereby by--

Column 17, line 16 (Claim 2, line 5)

"hell" should read --heel--

Column 17, line 36 (Claim 5, line 6)

"transvers" should read --transverse--

Column 17, line 66 (Claim 10, line 6)

"providing" should read --pivoting--

Column 18, line 3 (Claim 11, line 3)

"excerciser" should read --exerciser--

Column 18, line 15 (Claim 14, line 3)

"limb" should read --first limb--

Column 20, line 12 (Claim 19, line 22)

"inpart" should read --impart--

Column 20, line 13 (Claim 19, line 23)

after "means" insert --cooperating with  
the means--

Signed and Sealed this  
Fifth Day of October, 1993

Attest:



BRUCE LEHMAN

Attesting Officer

Commissioner of Patents and Trademarks

BÁRBARA PESSALI MARQUES

COMPARAÇÃO DO EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO DOS  
MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA NAS VARIÁVEIS  
BIOMECÂNICAS E NA PRIMEIRA SENSAÇÃO DE  
ALONGAMENTO EM ADULTOS JOVENS TREINADOS E NÃO-  
TREINADOS EM FLEXIBILIDADE

Belo Horizonte  
Universidade Federal De Minas Gerais  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
2015

BÁRBARA PESSALI MARQUES

**COMPARAÇÃO DO EFEITO AGUDO DO ALONGAMENTO DOS  
MÚSCULOS POSTERIORES DA COXA NAS VARIÁVEIS  
BIOMECÂNICAS E NA PRIMEIRA SENSAÇÃO DE  
ALONGAMENTO EM ADULTOS JOVENS TREINADOS E NÃO-  
TREINADOS EM FLEXIBILIDADE**

Dissertação apresentada ao curso de Pós-graduação *Stricto Sensu* em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências do Esporte.

Área de concentração: Treinamento Esportivo

Orientador: Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas

Belo Horizonte  
2015

M357c Marques, Bárbara Pessali  
2015

Comparação do efeito do alongamento dos músculos posteriores da coxa nas variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento em adultos jovens treinados e não treinados em flexibilidade. [manuscrito] / Bárbara Pessali Marques – 2015.

67 f., enc.: il.

Orientador: Mauro Heleno Chagas

Mestrado (dissertação) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 57-62

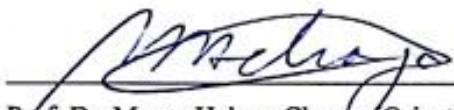
1. Exercícios de alongamento- Teses. 2. Alongamento (Fisiologia)- Teses. 3. Bailarinos- Teses. 4. Biomecânica-Teses. I. Chagas, Mauro Heleno. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 612.76

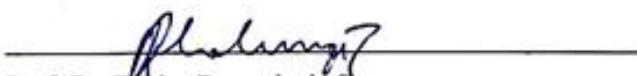


**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte

A Dissertação intitulada “Comparação do efeito agudo do alongamento dos músculos posteriores da coxa nas variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento em adultos jovens treinados e não-treinados em flexibilidade”, de autoria da mestrandra Bárbara Pessali Marques, defendida em 27 de Março de 2015, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, foi submetida à banca examinadora composta pelos professores:

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (Orientador)  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Thales Rezende de Souza  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional  
Universidade Federal de Minas Gerais

Belo Horizonte, 27 de Março de 2015

*Dedico este trabalho aos meus amados pais.*

## **AGRADECIMENTOS**

O melhor de chegar ao fim é saber que ele é apenas uma parte do processo, é o impulso para uma nova busca, é a certeza de que ainda não se sabe tudo e com isso, a constatação de que ainda não acabou. Logo, o fim é apenas o começo.

Deste fim participaram muitas pessoas, cada uma com seu grau de envolvimento, mas nenhuma menos importante.

Como não posso deixar de relacionar minha vida a um espetáculo considero-me coreógrafa dessa obra, e aplaudo de pé o diretor, Dr. Mauro Heleno Chagas. Sem ele não saberia para que lado dançar...

Meus preparadores físicos mamãe (Soraya Queiroz Pessali), papai (Robson Marques dos Santos) e irmãozinho (Gustavo Pessali Marques), que me ajudaram a carregar todos os pesos. Meu preparador psicológico, Deus, que debateu e discutiu comigo todas as noites, incansavelmente...

Meus roteiristas (Dr. Gustavo Peixoto, Ms. Silvia Santos, Ms. Fabiola Araújo) pelas correções e textos coloridos. Meu preparador técnico (Dr. André Gustavo Andrade) que me ensinou mais do que fazer funcionar e sim como fazer!

À minha equipe cenográfica (Ms. Carlos Eduardo Campos e Vitor Lopes) que me ajudaram a fazer meu cenário (Maca Amanda) virar realidade e principalmente ao Ms. Christian Cabido, que dividiu a “paternidade” comigo e foi muitas vezes meu co-diretor.

Aos atores que contracenaram comigo no momento mais importante (Sara Oliveira, Frank Tourino, Célia Tadeu, Lívia Gallo, SESC Cia de Dança, CEFAR – Centro de Formação Artística do Palácio das Artes e voluntários).

Às minhas preparadoras artísticas da Trama cia de Dança, por dividirem comigo o amor pela arte, minha fonte de inspiração diária. Ao meu suporte financeiro (Bastidores Centro de Treinamento Personalizado e Compasso Academia de Dança) por sustentar esse espetáculo. Ao fotógrafo da obra, Guilherme Cunha.

A todos os meus alunos e colegas de trabalho, por serem eternos voluntários dos pilotos (dos pilotos) da criação dos passos dessa coreografia. Ao meu público fiel, sempre na primeira fila (amigos e familiares).

Aos parceiros coreógrafos de outros temas, que complementam uns aos outros formando um incrível festival (professores e alunos do GEDAM, LAFISE, CECA, LAC, LAPES, LAMUSC e principalmente BIOLAB).

Por fim, aos críticos desse espetáculo Dr. André Gustavo Andrade e Dr. Thales Souza, que assistiram, avaliaram e julgaram objetivando o crescimento e melhora da obra, mas principalmente de sua autora.

“Procuro nas coisas vagas  
Ciência!  
Eu movo dezenas de músculos  
Para sorrir...

Nos poros a contrair  
Nas pétalas do jasmim  
Com a brisa que vem roçar  
Da outra margem do mar...

Procuro na paisagem  
Cadênciâ!  
Os átomos coreografam  
A grama do chão...

Na pele braile pra ler  
Na superfície de mim  
Milímetros de prazer  
Quilômetros de paixão...

Vem pr'esse mundo  
Deus quer nascer  
Há algo invisível e encantado  
Entre eu e você  
E a alma aproveita pra ser  
A matéria e viver...

E a alma aproveita  
Pra viver!  
Que a alma aproveita pra ser  
A matéria e viver.”

## RESUMO

Estudos que compararam a resposta da unidade músculo-tendão (UMT) quando submetida ao exercício de alongamento associadas a indivíduos mais e menos flexíveis encontraram comportamentos distintos. Desta forma, é possível questionar se indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade responderiam de maneira semelhante a um mesmo protocolo de exercício de alongamento. O objetivo deste estudo foi comparar o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento (PSDA) entre indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade envolvendo os músculos posteriores da coxa por meio da análise das variáveis amplitude de movimento máxima ( $ADM_{Máx}$ ), torque relativo a mesma ADM nas curvas pré e pós treinamento ( $torque_{ADM}$ ), valor de ADM e torque no momento em que o voluntário relatou a PSDA ( $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  respectivamente). Participaram deste estudo 23 voluntários ( $21,5 \pm 0,60$  anos) no grupo treinados (GT) e 23 ( $27,5 \pm 0,98$  anos) no grupo não-treinados (GNT). Todos os voluntários passaram por uma sessão de familiarização e ambos os membros passaram pelas situações controle e protocolo de treinamento aleatoriamente em dias alternados, respeitando um intervalo de 24 a 48 horas entre as sessões. Uma maca adaptada para a realização do Teste de Extensão de joelhos (TEJ) foi utilizada. A  $ADM_{Máx}$  foi obtida no momento em que o avaliador percebeu o aumento significativo da resistência ao alongamento na musculatura posterior da coxa, a partir desse valor o torque correspondente ( $torque_{Máx}$ ) foi utilizado para a manutenção do alongamento mantendo o torque constante (TC). Foram realizadas seis séries de 30s de alongamento a 100% do  $torque_{Máx}$ . Os dados foram analisados como a diferença entre o pós em relação ao pré-teste (delta). Uma ANOVA two way em esquema fatorial com *post hoc* de Tukey foi utilizada para comparar a diferença entre os grupos e o nível de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$ . Ambos os grupos apresentaram aumento da  $ADM_{Máx}$ , e redução do  $torque_{ADM}$ , porém, a magnitude do ganho da  $ADM_{Máx}$  foi maior no GT. Os grupos tiveram comportamento distinto analisado por meio das variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$ . A  $ADM_{PSDA}$  aumentou para o GNT e não modificou para o GT enquanto que a  $torque_{PSDA}$  não modificou para o GNT e reduziu para o GT. Os resultados demonstraram que o ganho de  $ADM_{Máx}$  após o treinamento parece ser

decorrente de mecanismos biomecânicos e sensoriais. Esse resultado corrobora a expectativa de que indivíduos diferentes respondem de maneira distinta a um determinado estímulo. Desta forma, indivíduos treinados em flexibilidade podem necessitar de protocolos de treinamento dessa capacidade desenvolvidos de acordo com as especificidades da população.

**Palavras-chave:** Alongamento passivo estático. Bailarinos. Propriedades biomecânicas. Tolerância ao alongamento. Unidade músculo-tendão.

## ABSTRACT

Comparison of the muscle-tendon unit's (MTU) stretching protocol response between subjects trained and untrained in flexibility shows distinct relationship. This way, one question is if volunteers trained and untrained in flexibility could show similar response to the same stretching protocol. The aim of the present study is compare the acute effects of flexibility training in biomechanics and first sensation of tightness (FST) responses between volunteers trained and untrained in flexibility in the hamstring muscles. Analysis were done through the following variables: maximal range of motion ( $ROM_{Max}$ ), value of relative torque to the same ROM pre and post test ( $torque_{ROM}$ ), value of ROM and torque when the volunteer noted FST ( $ROM_{FST}$  and  $torque_{FST}$  respectively). Twenty three sedentary man ( $21,5 \pm 0,60$  years) in untrained group (UG) and twenty three dancers ( $27,5 \pm 0,98$  years) in trained group (TG) participated in the study. All subjects underwent one familiarization session and then were randomly directed to the experimental and control conditions with rest of 24 to 48 hours. An adapted litter was utilized to analyze the hamstring muscles during a passive knee extension.  $ROM_{Max}$  was measured when the researcher perceived significative increase in stretching resistance in hamstring muscle, the value obtained,  $torque_{Max}$ , was used to maintain stretching intensity (constant torque – CT). Six sets of 30s of stretch at 100% of  $torque_{Max}$  and an interval of approximately 30s were performed. Data were analyzed as difference between post and pre-test. A two way factorial ANOVA with Tukey post hoc was utilized. Significance level was set at  $\alpha=0,05$  and data are presented as mean  $\pm$  standard error. Both groups showed increase in  $ROM_{Max}$  and decrease in  $torque_{ROM}$ , however, the increase in  $ROM_{Max}$  magnitude was bigger in TG. The sensorial response was different between groups,  $ROM_{FST}$  and  $torque_{ROM}$  showed opposite response between groups.  $FST_{ROM}$  increase in UG but did not change in TG and  $FST_{torque}$  decreased in TG but did not change in UG. Results showed that increase in  $ROM_{Max}$  after training protocol seems to be related with both, biomechanical and sensorial response.  $ROM_{Max}$  increase and  $torque_{ROM}$  decrease were similar behavior between groups, however  $FST_{ROM}$  and  $FST_{torque}$  were different. The results in this study are in agreement with our expectation that different subjects

have different training effects to same stimulus. This way, trained in flexibility population should need different stretching protocol.

**Key-words:** Passive stretch. Dancers. Biomechanical properties. Stretching tolerance. Muscle-tendon unit.

## **LISTA DE ILUSTRAÇÕES**

FIGURA 1 -	Aparelho para o teste de extensão do joelho.....	22
FIGURA 2 -	Detalhes do Aparelho para o teste de extensão do joelho.....	23
FIGURA 3 -	Localização e colocação dos eletrodos de superfície.....	25
FIGURA 4 -	Representação esquemática do procedimento experimental....	29
FIGURA 5 -	Representação esquemática da alocação dos voluntários.....	31
FIGURA 6 -	Mensuração do peso da perna dos voluntários.....	34
QUADRO 1 -	Descrição das variáveis.....	39
FIGURA 7 -	Média e erro padrão da variável $ADM_{Máx}$ do GT e GNT nas situações controle e treinamento.....	43
FIGURA 8 -	Média e erro padrão da variável $torque_{ADM}$ do GT e GNT nas situações controle e treinamento.....	44
FIGURA 9 -	Média e erro padrão da variável $ADM_{PSDA}$ do GT e GNT nas situações controle e treinamento.....	45
FIGURA 10 -	Média e erro padrão da variável $torque_{PSDA}$ do GT e GNT nas situações controle e treinamento.....	46

## **LISTA DE TABELAS**

TABELA 1 - Valores médios, erro padrão e amplitude (valores mínimos e máximos) da idade, massa corporal, estatura e TEJ (n=23 GT e n=23 GNT).....	28
TABELA 2 - Confiabilidade teste-reteste da medida das variáveis do estudo..	40
TABELA 3 - Análise descritiva do delta (diferença medidas pós e pré-teste) das variáveis estudadas por grupo e situação.....	42

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	- Amplitude de Movimento
ADM <sub>Máx</sub>	- Amplitude de Movimento Máxima
ADMA <sub>Máx</sub>	- Amplitude de Movimento Ativa Máxima
AC	- Ângulo constante
BIOLAB	- Laboratório de Biomecânica
CCI	- Coeficiente de Correlação Intraclass
CENESP	- Centro de Excelência Esportiva
COEP	- Comitê de Ética em Pesquisa
DP	- Desvio Padrão
EEFFTO	- Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EMG	- Sinal eletromiográfico
EP	- Erro Padrão
EPM	- Erro Padrão da Medida
GNT	- Grupo não-treinado
GT	- Grupo treinado
PSDA	- Primeira sensação de alongamento
ADM <sub>PSDA</sub>	- Amplitude de movimento correspondente à Primeira Sensação de Alongamento
Torque <sub>PSDA</sub>	- Torque correspondente à Primeira Sensação de Alongamento
TEJ	- Teste de Extensão do Joelho
TC	- Torque constante
TCLE	- Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
Torque <sub>ADM</sub>	- Valor de torque mensurado para a mesma ADM nas curvas pré e pós treinamento.
Torque <sub>Máx</sub>	- Torque máximo
UFMG	- Universidade Federal de Minas Gerais
UMT	- Unidade Músculo-tendão

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	13
<b>1.1 Objetivo.....</b>	19
<b>1.2 Hipóteses.....</b>	20
<b>2 MÉTODOS.....</b>	21
<b>2.1 Cuidados éticos.....</b>	21
<b>2.2 Instrumentos.....</b>	21
2.2.1 Aparelho para o teste de extensão do joelho.....	21
2.2.2 Teste de extensão dos joelhos (TEJ).....	24
2.2.3 Eletromiografia.....	25
<b>2.3 Cálculo amostral.....</b>	26
<b>2.4 Amostra.....</b>	27
2.4.1 Características da amostra.....	28
<b>2.5 Procedimentos.....</b>	28
<b>2.6 Primeiro dia de coleta.....</b>	31
<b>2.7 Segundo e terceiro dia de coleta.....</b>	36
2.7.1 Situação experimental controle.....	36
2.7.2 Situação experimental protocolo de treinamento.....	36
2.7.3 Manutenção do alongamento com TC.....	37
<b>2.8 Variáveis de estudo.....</b>	39
<b>2.9 Análise dos dados.....</b>	39
2.9.1 Teste de confiabilidade.....	39
2.9.2 Análise estatística.....	40
<b>3 RESULTADOS.....</b>	42
<b>4 DISCUSSÃO.....</b>	47
<b>5 CONCLUSÃO.....</b>	56
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	57
<b>APÊNDICE.....</b>	63
<b>ANEXO.....</b>	66

## 1 INTRODUÇÃO

A resposta da unidade músculo-tendão (UMT) ao estímulo de alongamento é foco de diferentes trabalhos (VIVEIROS *et al.*, 2004; HERDA *et al.*, 2011; HERDA *et al.*, 2012). No entanto, até o presente momento, poucos estudos foram realizados com o objetivo de investigar a resposta da UMT de indivíduos, que possuem uma prática sistemática e prolongada de treinamento da flexibilidade (NIELSEN; CRONE; HULTBORN, 1993; KOCEJA; BURKE; KAMEN, 1991). Por este motivo, dados referentes à resposta da UMT de pessoas treinadas em flexibilidade ainda são escassos.

Para expressar, de maneira indireta, alterações no comprimento da UMT quando submetida ao exercício de alongamento a variável amplitude de movimento (ADM) articular tem sido utilizada (HERDA *et al.*, 2011; HERDA *et al.*, 2012; CABIDO *et al.*, 2014). Essa variável tem representado a flexibilidade, e o aumento da ADM máxima ( $ADM_{Máx}$ ) indica a melhora dessa capacidade (CHAGAS *et al.*, 2008; MAGNUSSON; AAGAARD; NELSON, 2000). Contudo, Weppler e Magnusson (2010) chamaram a atenção para a necessidade de considerar outros parâmetros na resposta da UMT ao alongamento além da variável ADM, reforçando a perspectiva de uma análise multidimensional. Durante o exercício de alongamento é aplicado um torque para que ocorra movimento articular e consequentemente o aumento do comprimento muscular; quando esse torque é registrado concomitantemente à mudança na ADM provocada por ele, é possível gerar uma curva Torque vs. ADM. Essa curva é utilizada em diversos estudos com o objetivo de ampliar o entendimento da resposta da UMT ao alongamento muscular (CABIDO *et al.*, 2014; BLAZEVICH *et al.*, 2012; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011), e permite que outras variáveis importantes sejam analisadas, como: relaxamento sob tensão, creep, energia potencial elástica, histerese, rigidez e torque máximo ( $torque_{Máx}$ ) (TAYLOR *et al.*, 1990; MAGNUSSON *et al.*, 1997; MCNAIR *et al.*, 2000).

O relaxamento sob tensão é entendido como uma resposta viscoelástica da UMT caracterizada pela redução do torque quando uma ADM é mantida constante por um tempo determinado, enquanto o creep é definido como um aumento do comprimento

da UMT (i.e.: aumento da ADM) quando o torque aplicado é mantido constante (TAYLOR *et al.*, 1990; MAGNUSSON *et al.*, 1997). A variável energia potencial elástica (energia) é representada pela área sob uma curva Torque vs. ADM e a histerese é uma resposta viscoelástica da UMT que representa a diferença entre a energia potencial elástica absorvida pela UMT durante o alongamento e a energia presente durante o retorno da UMT a posição inicial antes do alongamento e é representada pela diferença na área da curva Torque vs. ADM durante a fase ascendente e descendente do movimento de alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1998). Essa diferença é a quantidade de energia dissipada, que pode ser devido à transferência de calor e/ou por mudanças internas na estrutura do músculo (TAYLOR *et al.*, 1990). A rigidez é entendida como a variação do torque de resistência ao alongamento pela variação da ADM articular e tem sido uma variável considerada em diversos estudos (KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2001; BLACKBURN *et al.*, 2004; MAGNUSSON *et al.*, 1997). Essa variável também pode ser analisada por meio da alteração do torque para uma ADM específica (HUTTON, 1992; HERDA *et al.*, 2011), sendo possível comparar situações pré e pós para o mesmo sujeito. Essa análise tem sido realizada para inferir sobre o comportamento biomecânico do tecido, uma vez que a redução do torque para uma mesma ADM indicaria que houve uma redução da resistência de estruturas músculo-tendíneas à deformação provocada pelo alongamento. Além dessas variáveis, o torque<sub>Máx</sub> e ADM<sub>Máx</sub> são considerados como os maiores valores de torque e ADM registrados na curva Torque vs. ADM.

Alterações na ADM<sub>Máx</sub> podem ser provocadas utilizando exercícios de alongamento (TAYLOR; BROOKS; RYAN, 1997; DECOSTER *et al.*, 2005) por meio de diferentes técnicas: dinâmicas, estáticas e de facilitação neuromuscular proprioceptiva (NELSON; BANDY, 2005). O aumento da ADM<sub>Máx</sub> após uma sessão de treinamento de flexibilidade (efeito agudo) tem sido relatado em diferentes estudos (CABIDO *et al.*, 2014; HERDA *et al.*, 2011; YEH; TSAI; CHEN, 2005; YEH; CHEN; TSAI, 2007). Alguns estudos encontraram alteração na resposta das variáveis relacionadas com as propriedades mecânicas da UMT após a aplicação de um protocolo de alongamento agudo (MCHUGH *et al.*, 1992; MAGNUSSON *et al.*, 1995). Herda *et al.* (2011) e Yeh, Tsai e Chen (2005) verificaram uma redução da rigidez após o alongamento no qual o torque foi mantido constante (TC) durante um tempo e um aumento na ADM<sub>Máx</sub> tanto

para alongamentos TC quanto para o alongamento no qual o ângulo foi mantido constante (AC) durante um tempo. Diferentemente desses estudos citados anteriormente, outros pesquisadores não encontraram nenhuma alteração nas variáveis mecânicas, mas somente um aumento significativo da ADM<sub>Máx</sub> (MAGNUSSON *et al.*, 1996; YLINEN *et al.*, 2009). A justificativa para esse aumento da ADM<sub>Máx</sub> estaria relacionada com uma alteração na tolerância do indivíduo ao alongamento e não com alterações nas propriedades mecânicas da UMT (LAROCHE; CONNOLLY, 2006; MAGNUSSON *et al.*, 1996; YLINEN *et al.*, 2009). O aumento na tolerância do indivíduo ao alongamento pode ser inferido por meio do aumento simultâneo das variáveis ADM<sub>Máx</sub> e torque<sub>Máx</sub> verificado após a aplicação do protocolo de exercícios de alongamento.

Pesquisas envolvendo a resposta tanto aguda quanto crônica da UMT submetida ao exercício de alongamento foram realizadas, em sua maioria, com indivíduos jovens sedentários (HOGE *et al.*, 2010; KAY; BLAZEVICH, 2010), fisicamente ativos (RYAN *et al.*, 2009; BLAZEVICH *et al.*, 2012) ou idosos (GAJDOSIK; LINDEN; WILLIAMS, 1999; FELAND; MYRER; MERRILL, 2001; FATOUROS *et al.*, 2006). Existem poucos dados envolvendo indivíduos treinados em flexibilidade e/ou que necessitam de um bom desempenho dessa capacidade para realizar suas tarefas motoras (SMITH, KOUTEDAKIS; WYON, 2013; WYON; FELTON; GALLOWAY, 2009), especialmente, considerando a perspectiva de análise multidimensional da resposta da UMT ao alongamento, como relatado anteriormente.

Diferença na resposta ao treinamento entre indivíduos mais e menos flexíveis foram encontradas em estudos realizados por Magnusson *et al.* (1997) e Blazevich *et al.* (2012). Magnusson *et al.* (1997) compararam dois protocolos de treinamento onde diferentes conceitos de ADM<sub>Máx</sub> foram utilizados como critério para a interrupção da extensão de joelho realizada pelo dinamômetro isocinético. No protocolo I, a ADM<sub>Máx</sub> foi determinada como a sensação de “tensão”, sem presença de dor, durante o alongamento indicada pelo voluntário. A mesma ADM<sub>Máx</sub> foi utilizada nas medidas pré e pós intervenção (exercício de alongamento). No segundo protocolo (protocolo II) foi considerada como ADM<sub>Máx</sub>, a maior ADM tolerada pelo indivíduo durante a manobra de alongamento. Neste estudo, os voluntários não apresentaram diferenças na área

de secção transversa, porém, foram classificados em “rígidos” e “normais” por meio de um teste clínico (*toe-touch test*). Os autores verificaram com os dois protocolos que os indivíduos “rígidos” apresentaram uma ADM máxima menor (menor flexibilidade), menor rigidez no ponto da ADM<sub>Máx</sub> e menor tolerância ao alongamento, diferentemente daqueles classificados como “normais”, que registraram maiores valores de ADM máxima, maior rigidez no ponto da ADM<sub>Máx</sub> e toleraram mais o alongamento. Blazevich *et al.* (2012) alocaram seus voluntários em dois grupos, flexíveis e não-flexíveis, classificados pela maior ADM tolerada no alongamento dos músculos da panturrilha. O grupo flexível tolerou maior torque passivo de alongamento do que o grupo não-flexível e apresentou menor torque de resistência ao alongamento para uma mesma ADM. Estes autores verificaram uma relação linear positiva entre o torque tolerado e a ADM<sub>Máx</sub> alcançada.

Adicionalmente, um estudo que comparou bailarinos, indivíduos treinados em diferentes modalidades esportivas e indivíduos sedentários em relação à excitabilidade do reflexo H no músculo sóleo por meio da estimulação do nervo tibial posterior, verificou uma menor ativação do reflexo H em indivíduos treinados e perceberam que os bailarinos obtiveram a menor ativação de todas as modalidades investigadas. Como conclusão, foi sugerido que o nível e o tipo da atividade praticada podem influenciar na excitabilidade das vias eferentes (NIELSEN; CRONE; HULTBORN, 1993). Reforçando esta questão, Koceja, Burke e Kamen (1991) utilizaram um protocolo para investigar a resposta reflexa envolvendo estímulo mecânico sob o tendão de Aquiles em um grupo de bailarinos e um grupo de indivíduos não-treinados. Esses autores encontraram menor resposta de força isométrica e maior tempo de relaxamento (*half-relaxation*) resultantes do estímulo mecânico aplicado no tendão no grupo de bailarinos comparado com o grupo de não-treinados. Os autores sugerem que esse resultado pode ser devido a uma diferença na rigidez muscular entre os indivíduos, sendo que possuir um músculo menos rígido (mais complacente) pode resultar em uma menor transferência de carga para o fuso muscular para um mesmo estímulo mecânico aplicado para deformar o tecido. Os resultados desses estudos em conjunto reforçam a expectativa de diferenças moduladas por características específicas associadas ao indivíduo. Desta forma, apesar de esses estudos prévios apresentarem análises envolvendo diferentes

variáveis, não foram encontrados estudos sobre a resposta aguda da UMT ao treinamento de flexibilidade que medissem diferentes variáveis relacionadas à resposta biomecânica da UMT, nem mesmo estudos apresentando uma abordagem unidimensional da resposta da UMT ao alongamento (que registraram apenas a ADM), entre indivíduos treinados e não-treinados, considerando o melhor do nosso conhecimento.

Partindo da expectativa de que respostas distintas entre indivíduos mais e menos flexíveis e entre treinados ou não-treinados em flexibilidade possam ser esperadas, é importante considerar uma possível influência destas respostas individuais distintas no treinamento dessa capacidade na rotina dos diferentes atletas (KARLOH *et al.*, 2010; ALENCAR; MATIAS, 2010). Nesse sentido, é esperado que indivíduos praticantes de modalidades que demandam maiores desempenhos da flexibilidade estejam mais acostumados com as exigências envolvendo os exercícios de alongamento durante os treinamentos. Um exemplo de modalidade na qual a flexibilidade tem um importante papel para o desempenho do praticante é a dança (PRATI; PRATI, 2006; SCHEPER *et al.*, 2013). A maioria dos movimentos realizados pelos bailarinos necessita de grande ADM articular, relacionados à execução correta dos gestos técnicos e à estética necessária para os passos (KARLOH *et al.*, 2010; TAJET-FOXELL; ROSE, 1995; SCHEPER *et al.*, 2013).

Para adquirir a ADM necessária, os bailarinos treinam a flexibilidade antes, durante e após vários outros exercícios técnicos (PRATI; PRATI, 2006) e respondem de forma diferente às exigências de alongamento (deformação) quando comparados a outras populações (NIELSEN; CRONE; HULTBORN, 1993; KOCEJA; BURKE; KAMEN, 1991). Por esses motivos, podem estar mais familiarizados com os procedimentos e desconfortos ocasionados pelos alongamentos (PRATI; PRATI, 2006). Tajet-Foxell e Rose (1995) compararam a capacidade de suportar a dor entre um grupo de bailarinos e não bailarinos por meio do *Cold Pressor Test* e encontraram maior limiar tanto na primeira sensação de desconforto quanto na maior tolerância para o grupo de bailarinos. Uma das justificativas para essa maior tolerância foi dada ao fato dos bailarinos se submeterem a treinamentos físicos extremos, suportarem a dor de lesões e serem estimulados por fatores psicológicos muito além do que as

pessoas não-treinadas estão acostumadas. Esses autores afirmaram que bailarinos têm uma maior capacidade de suportar a dor, comparados com indivíduos não-treinados. Quanto maior o limiar de dor, mais torque pode ser aplicado durante o alongamento, o que poderia também resultar em maior ADM<sub>Máx</sub> alcançada. Desta forma, se a ADM alcançada for considerada como um indicativo de intensidade suportada para o estímulo de alongamento, indivíduos treinados poderiam suportar níveis de intensidade diferentes. Reforçando este raciocínio, Magnusson *et al.* (1997) e Blazejich *et al.* (2012) concluíram que pessoas flexíveis têm maior tolerância ao alongamento comparado com aquelas menos flexíveis.

Considerando as alterações da UMT associadas aos indivíduos treinados em flexibilidade (bailarinos) e o fato de que indivíduos mais flexíveis, quando comparados a menos flexíveis, apresentam características distintas em relação à resposta da UMT sob alongamento, é possível questionar se bailarinos e indivíduos não-treinados em flexibilidade responderiam de maneira semelhante a um mesmo protocolo de exercício de alongamento. Tal investigação pode permitir um melhor entendimento das respostas ao alongamento muscular em diferentes populações (GAJDOSIK, 2001), assim como oportunizar o desenvolvimento de protocolos e mudanças na prescrição dos exercícios de alongamento.

## 1.1 Objetivo

Comparar o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento entre indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade envolvendo os músculos posteriores da coxa.

## 1.2 Hipóteses

$H_0$ : O efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento nos indivíduos treinados em flexibilidade nos músculos posteriores da coxa não difere significativamente dos não-treinados.

$H_1$ : O efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento nos indivíduos treinados em flexibilidade nos músculos posteriores da coxa difere significativamente dos não-treinados.

## 2 MÉTODOS

### 2.1 Cuidados éticos

Este estudo foi aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal de Minas Gerais COEP - 36424414.0.000.5149 (Anexo). Os indivíduos que se dispuseram a participar voluntariamente deste estudo receberam todas as informações detalhadas sobre os objetivos e procedimentos da pesquisa, então, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice), cientes de que poderiam abandonar a pesquisa em qualquer momento e sem aviso prévio. Foi preservado o anonimato dos voluntários, bem como o bem estar e saúde.

### 2.2 Instrumentos

#### 2.2.1 Aparelho para o Teste de Extensão do Joelho

O Aparelho para o Teste de extensão do joelho foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva (CENESP) na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) e foi utilizado para mensurar o torque passivo, a ADM de extensão passiva do joelho e a PSDA. Esse aparelho foi utilizado tanto para testar quanto para treinar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa e também para a realização do Teste de Extensão do Joelho (TEJ) para inclusão dos voluntários no estudo.

Esse aparelho consiste em uma maca adaptada com dois braços. Estes braços têm ajuste para modificar a flexão do quadril e, a partir dessa flexão, realizar a extensão do joelho. O braço que permite a flexão do quadril pode variar de 90° a 160° e, uma vez estabelecido, pode ser fixado nessa posição. O braço que garante a extensão do

joelho varia de 30° a 180°. Ele pode ser movimentado para a realização dos testes e exercícios de alongamento dos músculos posteriores da coxa, como também fixado para a manutenção do alongamento estático. Esses braços possuem um apoio para a região distal posterior da coxa, que permitem que o eixo do joelho seja alinhado ao eixo do equipamento e um apoio para o tornozelo em cima da plataforma de força. Esses apoios possuem ajustes de altura bem como ajustes ântero-posteriores para serem regulados de acordo com o tamanho do membro de cada voluntário. Para minimizar qualquer movimento compensatório na pelve e nos membros inferiores, são utilizadas cintas sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores, no terço distal da coxa do membro treinado e da coxa do membro não-treinado (Figura 1).

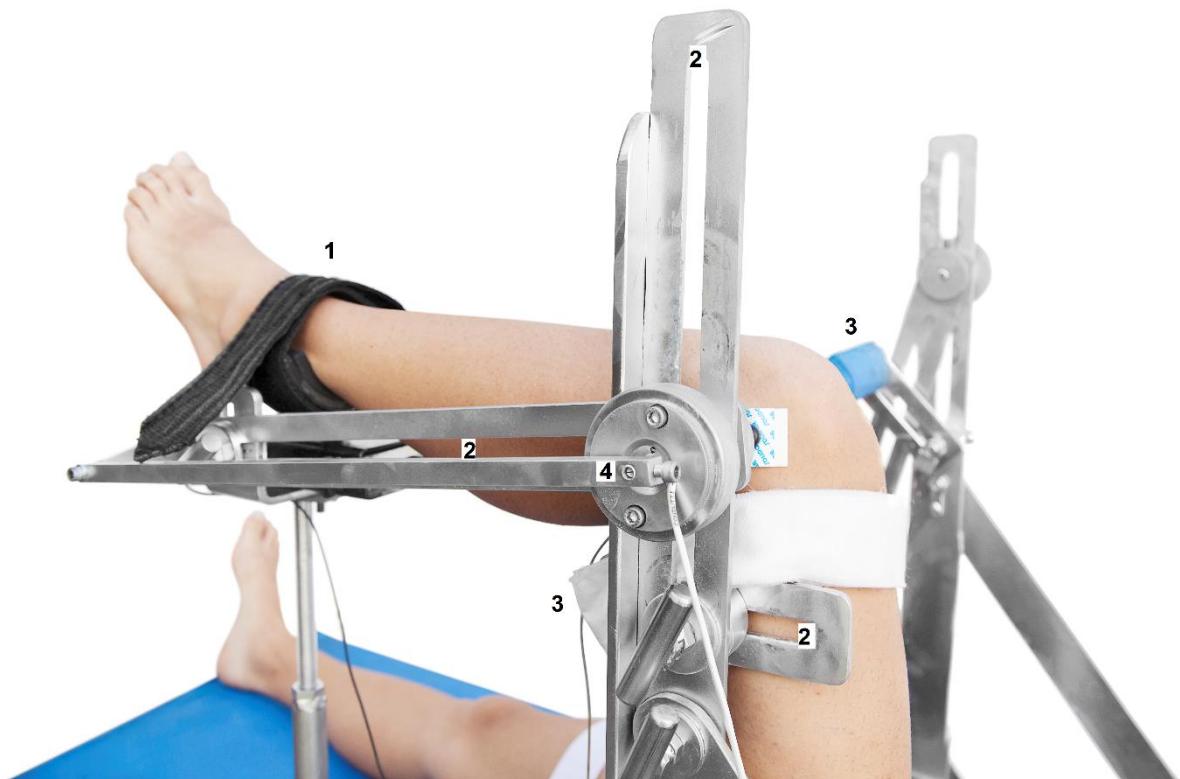
FIGURA 1 – Aparelho para o teste de extensão do joelho



O braço mecânico do aparelho é movimentado pelo pesquisador responsável tanto para elevá-lo quanto para abaixá-lo. A amplitude de movimento do braço mecânico é registrada pelo potenciômetro localizado no eixo de rotação do aparelho, estando este alinhado ao joelho do voluntário, sendo o ângulo máximo 180° de extensão do joelho, e o ângulo inicial de 90° padronizado neste estudo. Na porção distal do braço

mecânico, há uma plataforma de força (*Refitronic®*, Schmitten, Alemanha) cujo posicionamento é ajustável, individualmente, ao comprimento da perna (Figura 2).

FIGURA 2 – Detalhes do Aparelho para o teste de extensão do joelho. 1. Plataforma de força com ajuste de acordo com o comprimento da perna do voluntário. 2. Furos oblongos para ajuste de acordo com o comprimento da perna e coxa do voluntário. 3. Apoio para a porção distal posterior da coxa do voluntário. 4. Potenciômetro alocado no eixo do equipamento.



Para a calibração do potenciômetro foi utilizado um goniômetro digital *Bosch* (precisão de 0,5°). Utilizando o programa *DASYLab 11.0* (*Dasytec Daten System Technik GmbH*, Alemanha), a voltagem do potenciômetro foi medida na posição em que o braço mecânico se encontrou a 90° e 180°. O delta dos valores da ADM foi dividido pelo delta da voltagem possibilitando encontrar a variável x da equação linear ( $f(x)=ax + b$ ) que descreve o comportamento linear do potenciômetro. Em seguida, o braço mecânico foi posicionado em ângulos conhecidos para verificar a precisão das medidas, sendo aceito para o experimento o erro inferior a 1°.

Durante a mensuração da ADM um controle foi utilizado pelos voluntários. Ele consistiu em apenas um botão que foi pressionado quando o indivíduo percebeu a PSDA na região posterior da coxa (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994, CABIDO *et al.*, 2014).

O programa utilizado para a coleta e análise dos dados foi o *DASYlab 11.0* (*Dasytec Daten System Technik GmbH*, Alemanha). O potenciômetro, a plataforma de força e o dispositivo da PSDA foram conectados a um conversor analógico digital (*Biovision*, Alemanha) e este a um computador.

## 2.2.2 Teste de extensão dos joelhos (TEJ)

Para a realização do TEJ para alocação dos voluntários nos devidos grupos (GT e GNT) foi utilizado o Aparelho para o Teste de Extensão do Joelho.

Para garantir que a fixação do tronco fosse repetida com exatidão durante o procedimento de coleta de dados e que, com isso, não houvesse abdução do quadril, uma fita com o nome do voluntário foi afixada sobre a maca na altura da orelha do mesmo.

O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal sobre a maca e o membro inferior a ser testado fixado a 90° de flexão do quadril. Essa angulação foi padronizada utilizando um goniômetro digital, alinhando verticalmente o epicôndilo lateral e o trocânter maior do fêmur. O suporte para o joelho foi regulado de forma que o contato com o membro avaliado sempre ocorreu na parte distal posterior da coxa e a cinta de fixação na parte distal anterior da coxa. Uma cinta de velcro foi fixada na parte distal da coxa do membro inferior não testado, a aproximadamente cinco centímetros acima da borda superior da patela, mantendo o membro inferior estendido e assim minimizando possíveis compensações por meio da retroversão da pelve, outra cinta fixou o quadril.

### 2.2.3 Eletromiografia

Para a aferição da atividade eletromiográfica durante os testes, as regiões sobre o músculo semitendinoso de ambos os membros inferiores foram previamente tricotomizadas e assepsiadas com álcool a 96º para o posicionamento dos eletrodos da EMG. Os locais dos eletrodos foram marcados com caneta semipermanente para garantir o mesmo posicionamento entre os dias de coleta.

Com os voluntários em decúbito ventral, a tuberosidade isquiática e o epicôndilo medial do fêmur foram identificados e uma linha foi traçada entre eles. Um eletrodo foi colocado no ponto médio dessa linha e o segundo eletrodo imediatamente acima (Figura 3). Em seguida, foi solicitada uma contração isométrica de flexão do joelho para conferência da correta localização dos eletrodos. Esse procedimento tem como objetivo captar a atividade eletromiográfica do músculo semitendinoso. Mchugh *et al.* (1992) descreveram que esta forma de posicionamento dos eletrodos permite captar maior atividade eletromiográfica durante uma flexão de joelho. Em seguida, o eletrodo de referência foi posicionado sobre o epicôndilo lateral do fêmur.

FIGURA 3 - Localização e colocação dos eletrodos de superfície.



A captação da atividade eletromiográfica foi realizada utilizando eletrodos, autoadesivos, ativos de superfície (Prata/Cloreto de Prata - *Midi-Trace® 200 Foam, GraphicControls Corporation-Canadá*) com amplificação (1000 vezes) e configuração bipolar. A atividade eletromiográfica foi coletada com frequência de amostragem de 4000Hz e com filtro *Butterworth* de 2<sup>a</sup> ordem, com passa-baixo de 15Hz e os dados brutos da EMG foram retificados para análise do *root meansquare* (RMS).

Os valores máximos da ADM e do torque passivo foram determinados por meio da EMG para evitar a influência de uma possível contração muscular sobre essas variáveis durante o teste de flexibilidade. Este processo ocorreu nas seguintes etapas: 1<sup>a</sup>) a atividade eletromiográfica (RMS) do músculo semitendinoso foi gravada durante os dois segundos iniciais do teste de flexibilidade; 2<sup>a</sup>) a média dos valores do período somado a dois desvios padrão foi considerada como a atividade eletromiográfica basal; 3<sup>a</sup>) durante o teste de flexibilidade a atividade eletromiográfica foi constantemente comparada com o valor basal; 4<sup>a</sup>) e, caso o valor basal fosse ultrapassado, o programa *DASYLab 11.0* imediatamente indicou o valor da ADM e do torque para o momento exato em que o limiar foi excedido e a respectiva tentativa não foi considerada para a análise. Em cada tentativa um novo valor basal foi estabelecido.

### **2.3 Cálculo amostral**

Para a análise estatística adotada nesse estudo, foi realizado o cálculo amostral do tipo “a priori” para ANOVA utilizando os dados da  $ADM_{Máx}$ , variável de maior importância para esse estudo, obtidos em uma pesquisa prévia (BERGAMINI, 2008) em que foram analisadas as mesmas variáveis. O programa *GPower 3.0 (Heinrich Heine Universität Düsseldorf, Alemanha)* foi utilizado sendo o poder estatístico de 0.8, o tamanho do efeito de 0.8 e nível de significância de  $\alpha=0.05$ . Totalizou-se um  $n$  de 23 por grupo, porém, foram recrutados 30 voluntários em cada grupo por medida de segurança, envolvendo possível perda amostral.

## 2.4 Amostra

Todos os voluntários do grupo treinados (GT) finalizaram a pesquisa, porém, sete indivíduos alcançaram o valor máximo mensurável pelo equipamento e, por isso, foram excluídos da amostra. Apenas 1 voluntário do grupo não-treinados (GNT) foi excluído da amostra por não atender ao critério de inclusão, sendo assim, participaram deste estudo 23 voluntários no GNT e 23 no GT do sexo masculino com idade entre 18 e 35 anos. Os voluntários foram estudantes universitários da Universidade Federal de Minas Gerais, bem como, bailarinos de uma escola de formação artística e uma companhia de dança de Belo Horizonte.

Para inclusão no estudo os voluntários deveriam atender aos seguintes critérios: GNT: 1) ausência de lesões musculoesqueléticas nos últimos seis meses nos membros inferiores, coluna e pelve, 2) ter desempenho em flexibilidade inferior ao estabelecido para o teste de extensão de joelhos (TEJ) - a não extensão completa do joelho no TEJ 3) nunca ter participado de atividades em que a flexibilidade seja caracterizada como capacidade motora essencial e, portanto, não ter realizado treinamentos sistematizados dessa capacidade.

GT: 1) ausência de lesões musculoesqueléticas nos últimos seis meses nos membros inferiores, coluna e pelve, 2) ser bailarino com no mínimo três anos de experiência e com treinamento de pelo menos 10 horas semanais, 3) ter desempenho em flexibilidade igual ou superior ao estabelecido para o teste de extensão de joelhos (TEJ) - apresentar extensão completa do joelho no TEJ.

Como critério de exclusão do estudo foi estabelecido a extensão total do joelho em qualquer momento durante a realização do protocolo de alongamento.

#### 2.4.1 Características da amostra

Os dados referentes às características da amostra estão presentes na tabela 1.

**TABELA 1**

Valores médios, erro padrão e amplitude (valores mínimos e máximos) da idade, massa corporal, estatura e TEJ (n=23 GT e n=23 GNT).

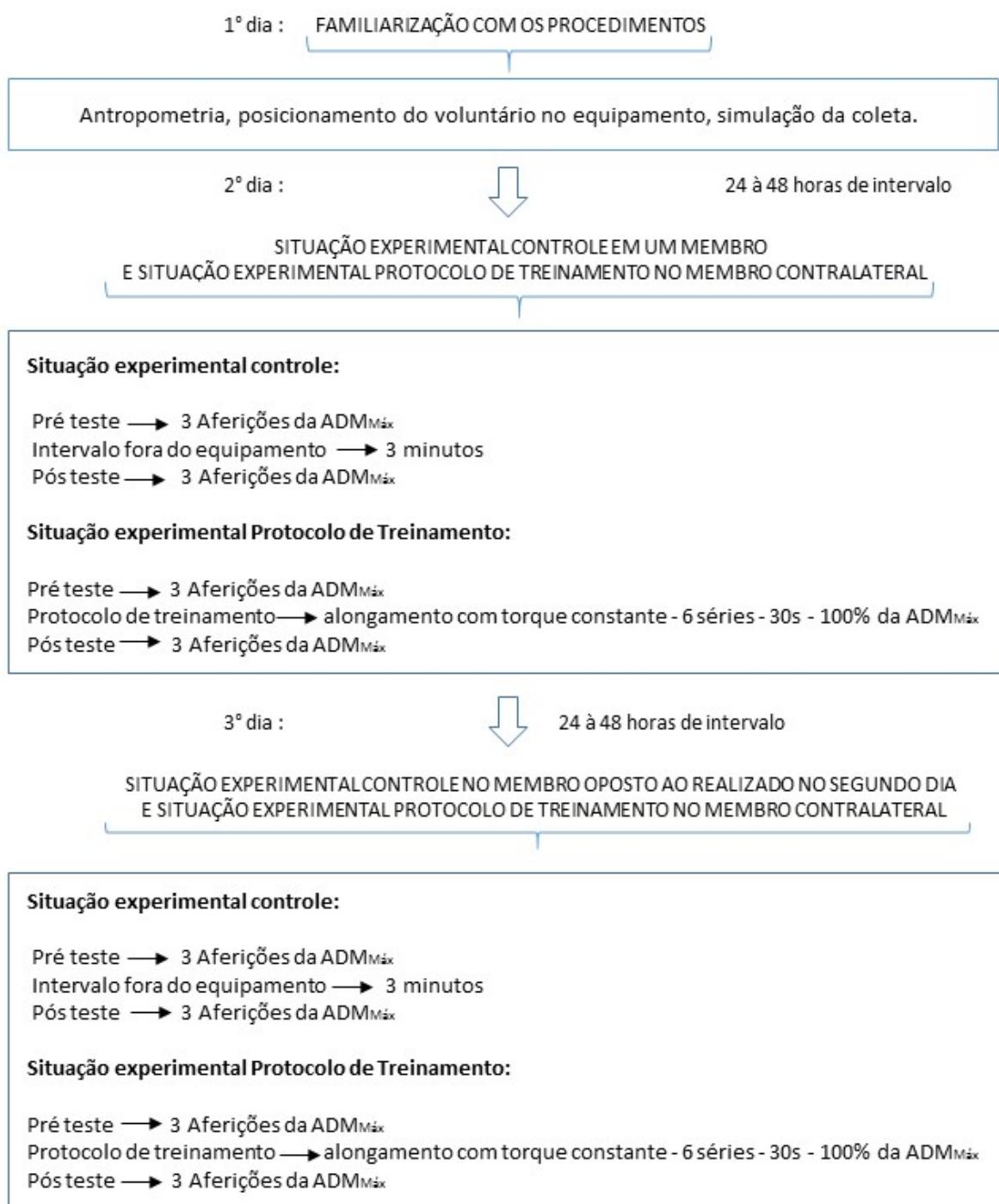
	<b>Idade (anos)</b>	<b>Massa (kg)</b>	<b>Estatura (m)</b>	<b>TEJ MD (°)</b>	<b>TEJ ME (°)</b>
<b>GNT</b>					
<b>Média (EP)</b>	27,5 ± 0,98	76,8 ± 2,65	1,74 ± 0,01	144,1 ± 1,96	146,8 ± 1,64
<b>Amplitude</b>	23 – 35	62,8 - 99,6	1,60 - 1,85	132 - 153	138,0 – 154,6
<b>GT</b>					
<b>Média (EP)</b>	21,5 ± 0,60	66,4 ± 2,02	1,75 ± 0,01	180,0 ± 0	180,0 ± 0
<b>Amplitude</b>	18 - 25	54,0 - 80,4	1,69 - 1,90	180 - 180	180 - 180

EP – Erro Padrão; GNT – Grupo não-treinado; GT – Grupo Treinado; MD – Membro direito; ME – Membro esquerdo; TEJ – Teste de extensão do joelho.

#### 2.5 Procedimentos

Foram realizados três dias de procedimentos, um dia para a familiarização e dois dias para as situações experimentais, com intervalo de 24 a 48 horas entre eles, sendo a marcação dos horários realizada pelos próprios voluntários, cientes de que todo o procedimento levaria cerca de uma hora (60 minutos) em cada dia (ver figura 4).

FIGURA 4 - Representação esquemática do procedimento experimental.



No primeiro dia o voluntário recebeu as instruções, foi informado dos procedimentos do estudo e assinou o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Em seguida, passou pelo TEJ para garantir que estava apto a participar do GT ou GNT. Foram então, registradas as medidas antropométricas e na sequência, o voluntário foi posicionado e ajustado no equipamento para o treinamento da flexibilidade e foi iniciada a familiarização. No segundo e terceiro dia de coleta, o voluntário foi reposicionado no equipamento de acordo com os ajustes anotados no primeiro dia e em seguida realizou os procedimentos estabelecidos. No segundo dia de coleta foi realizada a situação experimental “Controle” em um membro e a situação experimental “Protocolo de Treinamento” no membro contralateral. Os voluntários tiveram os membros direito e esquerdo distribuídos de maneira balanceada para cada situação e os dois membros participaram das duas situações experimentais alternadamente nos dois dias de coleta (*crossover design*) (figura 5). A escolha do membro que começou na situação experimental controle, no primeiro dia, para o primeiro voluntário, foi realizada por meio de sorteio, os voluntários subsequentes foram então, alocados de acordo com a ordem estabelecida por esse sorteio.

FIGURA 5 - Representação esquemática da alocação dos voluntários.

		SITUAÇÃO EXPERIMENTAL CONTROLE	SITUAÇÃO EXPERIMENTAL PROTOCOLO DE TREINAMENTO
		Voluntário 1: membro esquerdo	Voluntário 1: membro direito
2º DIA		Voluntário 2: membro direito	Voluntário 2: membro esquerdo
		Voluntário 3, 4, 5 •••	Voluntário 3, 4, 5 •••
3º DIA		Voluntário 1: membro direito	Voluntário 1: membro esquerdo
		Voluntário 2: membro esquerdo	Voluntário 2: membro direito
		Voluntário 3, 4, 5 •••	Voluntário 3, 4, 5 •••

## 2.6 Primeiro dia de coleta

Para inclusão dos voluntários no estudo foi necessária a realização do TEJ, garantindo o nível de desempenho estabelecido para o GT e GNT e assim, definindo um dos critérios para poder classificar os indivíduos como treinados ou não-treinados. O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal sobre o equipamento de treinamento da flexibilidade com o membro inferior a ser testado fixado a 90° de flexão do quadril e 90° de flexão dos joelhos, garantidos com o auxílio de um goniômetro digital (*Bosch DWM 40 L* precisão de 0,5°). Partindo dessa posição inicial, o voluntário estendeu

ativamente os joelhos até a amplitude de movimento ativa máxima ( $ADM_{Máx}$ ) alcançada por ele. Cada membro inferior foi avaliado separadamente, sendo executadas três medidas em cada membro. A primeira medida foi adotada como familiarização e a média das outras duas foi utilizada para representar o desempenho no teste. O tempo entre uma medida e outra foi aquele necessário para retornar à posição inicial e recomeçar a próxima medida. O grau de extensão ativa dos joelhos foi avaliado utilizando o goniômetro digital. Os voluntários do GT deveriam realizar extensão completa dos joelhos ( $180^{\circ}$ ), a partir deste posicionamento, enquanto os voluntários do GNT não poderiam alcançar essa extensão total de joelhos ( $<180^{\circ}$ ). Os voluntários que não atingiram esses critérios foram excluídos do estudo.

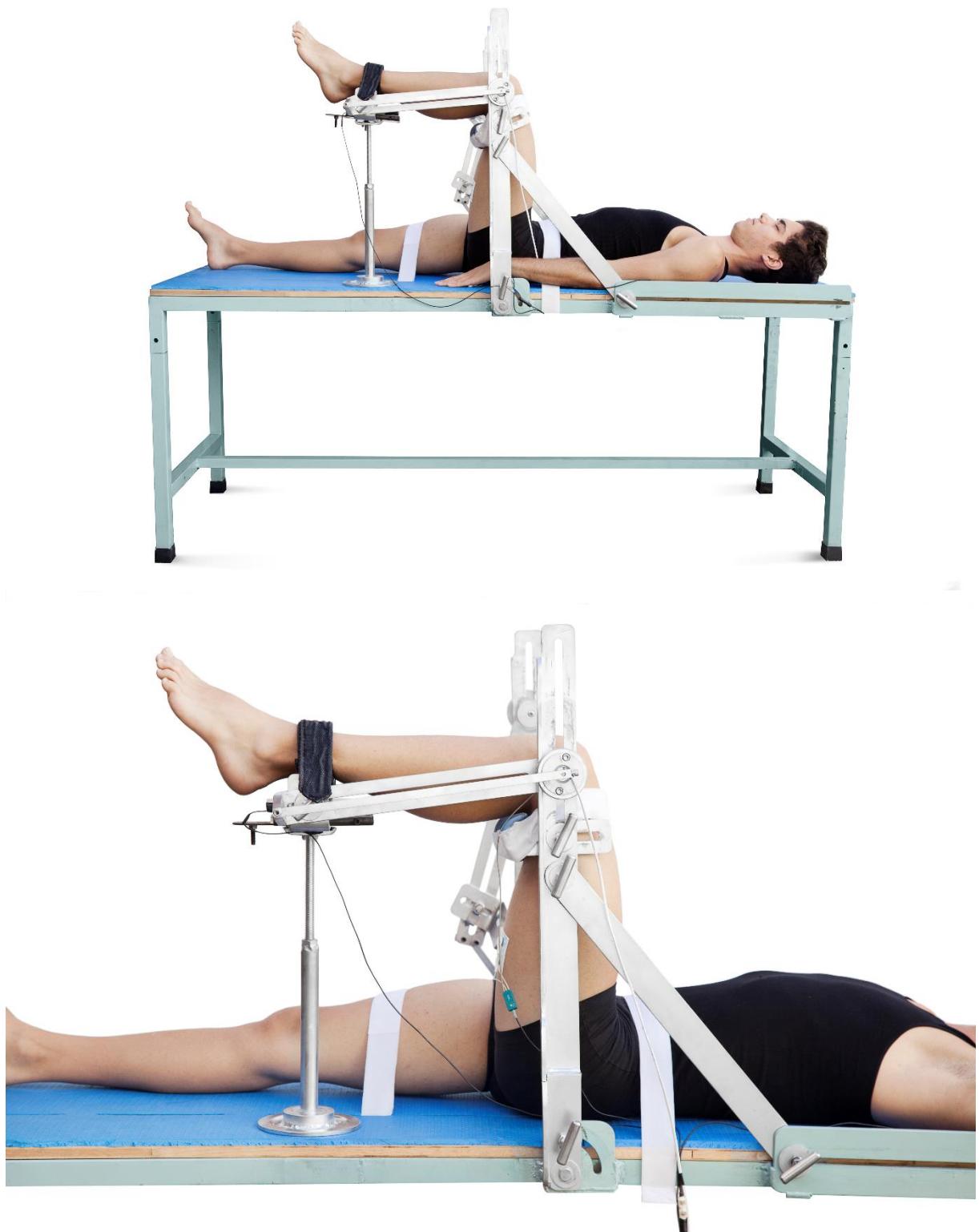
Após passar pelo TEJ foram realizadas as medidas antropométricas da massa em quilogramas (kg) e estatura em metros (m) para caracterização da amostra e a aferição da massa do segmento perna-pé, para a correção do torque pela gravidade. A mensuração da massa e estatura dos voluntários foi realizada com a utilização de uma balança Filizola e do estadiômetro acoplado a este equipamento, com precisões de 0,1 kg e 0,5 centímetros (cm), respectivamente.

Para assegurar que os valores de torque obtidos na coleta representaram a resistência muscular ao alongamento, o peso do segmento perna-pé foi mensurado para a correção do torque em relação à gravidade. A correção da gravidade durante o deslocamento angular do braço mecânico do equipamento foi realizada através da multiplicação entre o seno do ângulo de extensão do joelho e o peso do segmento perna-pé. Como os voluntários estavam posicionados no equipamento mantendo  $140^{\circ}$  de flexão de quadril para garantir que os indivíduos treinados não alcançassem o máximo mensurado pelo equipamento durante a extensão do joelho, a plataforma de força sofreu uma compressão do segmento perna-pé até o momento em que ele ficou perpendicular ao solo (aproximadamente  $120^{\circ}$  de extensão de joelho com o quadril flexionado a  $140^{\circ}$ ) e posteriormente uma tração quando o segmento ultrapassou esse valor ao continuar a extensão do joelho. A partir deste posicionamento, a ADM de extensão de joelho para cálculo do seno foi determinada como  $0^{\circ}$  (seno = 0) quando o membro se encontrou perpendicular ao solo (ADM real de  $120^{\circ}$ ), desta forma, flexões de joelho (valores inferiores a  $120^{\circ}$ ), gerariam valores negativos de seno,

enquanto extensões de joelho (valores superiores a 120°) gerariam valores positivos de seno. Assim, o resultado da multiplicação entre o peso do segmento e o seno seria negativo até o segmento ficar perpendicular ao solo, considerando que a plataforma de força sempre mensurou um valor positivo, a soma destes dois valores gerou uma subtração que minimizou a influência do peso do segmento sobre a resistência gerada pela UMT. Quando a extensão de joelho ultrapassou 120° os valores de seno ficaram positivos, fazendo com que o procedimento descrito acima somasse o valor do peso do segmento ao valor mensurado pela plataforma, lembrando que nessas angulações o segmento realizou tração sobre a plataforma.

Os pesos dos membros inferiores direito e esquerdo foram mensuradas posicionando os voluntários da mesma forma em que estavam para a realização do TEJ (em decúbito dorsal sobre a maca de treinamento da flexibilidade, com o quadril e joelho a 90° de flexão), porém, o tornozelo foi apoiado sobre a plataforma de força, que forneceu as medidas do peso. A perna e a plataforma estavam paralelas ao solo, sendo a inclinação garantida por um inclinômetro de bolha (*Bosch, DWM 40 L*) (figura 6).

FIGURA 6 - Mensuração do peso da perna dos voluntários.



Em seguida, os voluntários foram posicionados na maca para a realização do protocolo de treinamento da flexibilidade na posição em que os testes foram

realizados. Para ambos os grupos, o quadril do membro testado foi flexionado a 140° utilizando o goniômetro digital (*Bosch*, DWM 40 L) e os joelhos partiram da posição inicial de 90° de flexão. Para o GT e o GNT o membro inferior não testado permaneceu com o joelho e quadril completamente estendidos. Tanto o membro inferior testado quanto o não testado foram fixados por cintas na cama da maca e nos braços do equipamento para minimizar movimentos acessórios. Todos os ajustes realizados para o posicionamento do voluntário no aparelho foram registrados para o reposicionamento no 2º e 3º dia de coleta. O tornozelo do membro inferior testado foi posicionado sobre a plataforma de força, com o suporte a uma distância de dois cm do maléolo lateral. O suporte possui um formato de “U” para o encaixe do tornozelo e uma cinta de fixação com a finalidade de minimizar a rotação externa do joelho.

Os voluntários receberam as instruções de funcionamento do aparelho e iniciaram a familiarização no equipamento até se sentirem seguros e confortáveis para a execução dos testes, sendo que, um dos pesquisadores, foi o responsável por elevar e baixar o braço mecânico de alongamento do equipamento de treinamento da flexibilidade nas amplitudes estabelecidas.

O voluntário, já devidamente posicionado no aparelho, recebeu um controle para registro da primeira sensação de alongamento (PSDA). A PSDA é o instante no qual o voluntário começa a sentir uma tensão exercida na musculatura alongada, e, por meio dela, podem ser realizadas inferências sobre possíveis mudanças na tolerância ao alongamento. Caso a percepção da tensão seja alterada tanto de forma aguda (HALBERTSMA; GOEKEN, 1994) quanto crônica (YLINEN *et al.*, 2009) para maiores ADM, pode-se inferir que o indivíduo apresentou aumento da tolerância ao alongamento. Para o registro da PSDA, o voluntário foi instruído a pressionar o botão do controle, quando percebesse a primeira sensação de que a musculatura foi alongada, ou seja, uma tensão na musculatura durante o alongamento. A ADM e o torque correspondente ao momento em que foi acionado o dispositivo da PSDA correspondem à  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  respectivamente. A  $ADM_{Máx}$  foi alcançada quando o avaliador, responsável por mover o braço mecânico do equipamento e alongar o voluntário, percebeu um aumento significativo da resistência ao alongamento na musculatura posterior da coxa. Ao sentir esse aumento,

imediatamente iniciou a manobra de descida do braço mecânico até a posição inicial (MAGNUSSON *et al.*, 1997; MAGNUSSON *et al.*, 1998). A ADM e o torque registrados neste momento foram operacionalmente definidos como  $ADM_{Máx}$  e  $torque_{Máx}$ .

## 2.7 Segundo e terceiro dia de coleta

No segundo dia de coleta foram realizadas a situação experimental controle em um membro e situação experimental protocolo de treinamento no membro contralateral. No terceiro dia de coleta as situações experimentais foram invertidas entre os membros.

### 2.7.1 Situação experimental controle

A coleta da situação experimental controle consistiu em três etapas: pré-teste, intervalo em repouso fora do equipamento, pós-teste. O pré e o pós-teste foram compostos de três tentativas válidas do alongamento até a  $ADM_{Máx}$  para o registro dos parâmetros estudados. Durante o intervalo, os voluntários permaneceram deitados no equipamento para treinamento da flexibilidade, porém, com o membro testado fora do braço mecânico pelo mesmo tempo de realização do treinamento, ou seja, 180 segundos (s) (correspondente a seis séries de 30s).

### 2.7.2 Situação experimental protocolo de treinamento

A situação experimental “protocolo de treinamento” também consistiu em três etapas: pré-teste, protocolo de treinamento e pós-teste. O pré e o pós-teste seguiram os mesmos padrões da situação controle.

Durante o protocolo de treinamento uma técnica de alongamento passiva foi realizada, durante a qual, houve a manutenção de um determinado torque (YEH; TSAI; CHEN, 2005; YEH; CHEN; TSAI, 2007; HERDA *et al.*, 2011). A partir da ADM<sub>Máx</sub> obtida pela média das tentativas do pré-teste, o torque registrado nessa ADM<sub>Máx</sub> foi utilizado para o treinamento. Em cada repetição do estímulo de alongamento, o mesmo torque foi alcançado e mantido movendo o braço do equipamento, caso necessário, mesmo que isso representasse uma maior ADM entre as repetições do alongamento e durante elas.

Foram realizadas seis repetições de alongamento a 100% do torque<sub>Máx</sub> (relativo à ADM<sub>Máx</sub>) registrado na condição pré-teste, com duração de 30s (tempo relativo a fase estática, cujo o torque foi mantido constante) totalizando 180s de estímulo de alongamento. A pausa entre cada repetição foi de aproximadamente 30s, sendo este o tempo necessário para preparar o equipamento para a próxima aferição. A fase dinâmica do alongamento é caracterizada pelo movimento do membro alongado até o torque escolhido e pelo retorno do membro a posição inicial. A velocidade média da fase dinâmica do alongamento foi constantemente registrada e apresentada em tempo real ao avaliador por meio da tela de um computador, e foi calculada utilizando os dados da distância em graus aferida pelo potenciômetro e do tempo em segundos gasto para movimentar o braço mecânico do equipamento. O procedimento descrito foi realizado para garantir que o braço mecânico do equipamento fosse movimentado em velocidade abaixo de 5°/s (GRILL; HALLETT, 1995; BLACKBURN *et al.*, 2004) e nesta velocidade não se espera respostas reflexas que poderiam alterar a resistência ao alongamento. O protocolo de alongamento foi baseado no estudo de Cabido *et al.* (2014), os quais encontraram alterações nas propriedades biomecânicas e sensoriais após um protocolo de treinamento de quatro séries de 30s a 95% da ADM<sub>Máx</sub> e também encontraram que o alongamento torque constante promoveu mais alterações na ADM<sub>Máx</sub> e reduziu mais a rigidez que o alongamento ângulo constante.

No presente estudo foram realizadas seis séries do alongamento com TC para garantir que mudanças nas respostas da UMT iriam ocorrer. Quatro séries foram suficientes para provocar alterações em indivíduos jovens ativos, contudo, devido à carência de valores de referência para o estímulo de alongamento com indivíduos treinados em

flexibilidade optou-se por aumentar o número de séries. A intensidade de 100% do torque<sub>Máx</sub> foi escolhida porque maiores intensidades de alongamento foram mais efetivas para o aumento da ADM (CHAGAS *et al.*, 2008).

### 2.7.3 Manutenção do alongamento com TC

A manutenção do alongamento com TC foi realizada pelo avaliador responsável por mover o braço mecânico do equipamento e alongar o voluntário. Os valores do torque<sub>Máx</sub>, obtidos no pré-teste, estavam disponíveis em tempo real por meio da tela do computador e desta forma, foi possível ao avaliador ajustar o torque (aumentando a ADM) toda vez que visualizasse uma diminuição nestes valores, afim de mantê-los constantes. Esse mesmo valor de torque<sub>Máx</sub> obtido no pré-teste foi utilizado tanto para o treinamento quanto para o pós-teste.

Desta forma, a variável torque<sub>Máx</sub> foi utilizada como variável de controle neste estudo e, portanto, não foi esperada modificação em seus valores, o que pode ser verificado por meio da realização da ANOVA two way em esquema fatorial, que não apresentou interação para os fatores grupo (GT e GNT) e nem situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44}=0,55$ ;  $p<0,46$ ;  $\eta^2p=0,012$ ;  $\omega=0,11$ ), e também não apresentou efeito principal para os fatores grupo ( $F_{1,44}=1,81$ ;  $p<0,18$ ;  $\eta^2p<0,04$ ;  $\omega=0,26$ ) e situação ( $F_{1,44}=3,19$ ;  $p<0,08$ ;  $\eta^2p=0,06$ ;  $\omega=0,41$ ).

## 2.8 Variáveis de estudo

**QUADRO 1:**  
Descrição das variáveis

Variável estudada		Descrição
<b>ADM<sub>Máx</sub></b>	(°)	Maior valor de ADM da curva ADM vs.Tempo obtido no ponto da rigidez aumentada.
<b>Torque<sub>Máx</sub></b>	(Nm)	Maior valor de torque passivo da curva Torque passivo vs. Tempo obtido no ponto da rigidez aumentada.
<b>Torque<sub>ADM</sub></b>	(Nm)	Valor de torque mensurado para a mesma ADM nas curvas pré e pós treinamento.
<b>ADM<sub>PSDA</sub></b>	(°)	Ponto referente à ADM no momento em que o voluntário relatou a primeira sensação de alongamento.
<b>Torque<sub>PSDA</sub></b>	(Nm)	Ponto referente ao torque no momento em que o voluntário relatou a primeira sensação de alongamento.

## 2.9 Análise dos dados

### 2.9.1 Teste de confiabilidade

Para avaliar a confiabilidade das medidas da  $ADM_{Máx}$ ,  $torque_{Máx}$ ,  $ADM_{PSDA}$ ,  $torque_{PSDA}$  e  $Torque_{ADM}$  o coeficiente de correlação intraclasse ( $CCl_{3,k}$ ) e o erro padrão da medida (EPM) foram calculados a partir dos valores do pré x pós-teste na condição controle do GT e GNT separadamente (WEIR; TINGLEY; ELDER, 2005) (Tabela 3). De acordo com Cichetti (1994) os valores para o CCI podem ser interpretados da seguinte forma:  $CCl < 0,4$  – Fraco; entre 0,4 e 0,59 – Moderado; entre 0,6 e 0,74 – Bom; entre 0,75 e 1 – Excelente.

**TABELA 2**  
Confiabilidade teste-reteste da medida das variáveis do estudo

<b>Variável</b>	<b>Grupo</b>	<b>CCI(3,k)</b>	<b>EPM</b>	<b>%</b>
<b>ADM<sub>Máx</sub></b>	GT	0,76	3,22 (°)	2,21
	GNT	0,98	1,57 (°)	1,55
<b>Torque<sub>Máx</sub></b>	GT	0,99	1,44 (Nm)	3,32
	GNT	0,97	1,44 (Nm)	4,61
<b>ADM<sub>PSDA</sub></b>	GT	0,97	5,24 (°)	4,16
	GNT	0,94	3,93 (°)	4,53
<b>Torque<sub>PSDA</sub></b>	GT	0,94	4,39 (Nm)	16,59
	GNT	0,95	2,58 (Nm)	16,33
<b>Torque<sub>ADM</sub></b>	GT	0,98	1,96 (Nm)	4,75
	GNT	0,95	1,79 (Nm)	6,09

CCI – Coeficiente de correlação intraclass; EPM – erro padrão da medida; % - percentual do EPM em relação à média; ADM<sub>Máx</sub> – amplitude de movimento máxima; Torque<sub>Máx</sub> – Torque máximo; ADM<sub>PSDA</sub> – ADM correspondente à primeira sensação de alongamento; Torque<sub>PSDA</sub> – Torque correspondente à primeira sensação de alongamento; Torque<sub>ADM</sub> – Torque correspondente à mesma ADM; GT – Grupo treinados; GNT – Grupo não-treinados.

### 2.9.2 Análise estatística

Para análise dos dados foi utilizado o pacote estatístico SPSS *Statistics* 18 (SPSS, Inc.) e o nível de significância adotado foi de  $\alpha=0,05$ .

A análise descritiva foi realizada para todas as variáveis estudadas, assim como o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* e de homogeneidade de variâncias de *Levene*. Todas as variáveis testadas (ADM<sub>Máx</sub>, torque<sub>Máx</sub>, torque<sub>ADM</sub>, ADM<sub>PSDA</sub> e torque<sub>PSDA</sub>) apresentaram distribuição normal e homocedasticidade das variâncias, o que permitiu a utilização de testes estatísticos paramétricos.

Foi utilizada análise de variância em esquema fatorial (ANOVA *two way*) com *post hoc* de Tukey para comparar os grupos (GT e GNT) nas situações (controle e treinamento), sendo calculada a diferença encontrada entre o pós e o pré-teste de cada variável (delta). Os resultados serão apresentados como média  $\pm$  erro padrão (EP). Os valores do *Partial Eta Square* ( $\eta^2_p$ ) são reportados para refletir a magnitude das diferenças

entre cada tratamento (pequeno = 0,01; médio = 0,06; e grande = 0,14) (COHEN, 1988) e o poder estatístico ( $\omega$ ) calculado para garantir que a diferença encontrada realmente existe indicando menor possibilidade de ocorrência do erro tipo II, com poderes próximos a 1.

### 3 RESULTADOS

A tabela abaixo apresenta a análise descritiva das variáveis  $ADM_{Máx}$ ,  $torque_{Máx}$ ,  $ADM_{PSDA}$ ,  $torque_{PSDA}$  e  $torque_{ADM}$  para os grupos nas situações controle e treinamento. As mensurações das tentativas realizadas e utilizadas para a análise não apresentaram atividade eletromiográfica acima daquela considerada de repouso. Os dados são apresentados pela diferença nas medidas pré e pós-teste (delta).

**TABELA 3:**

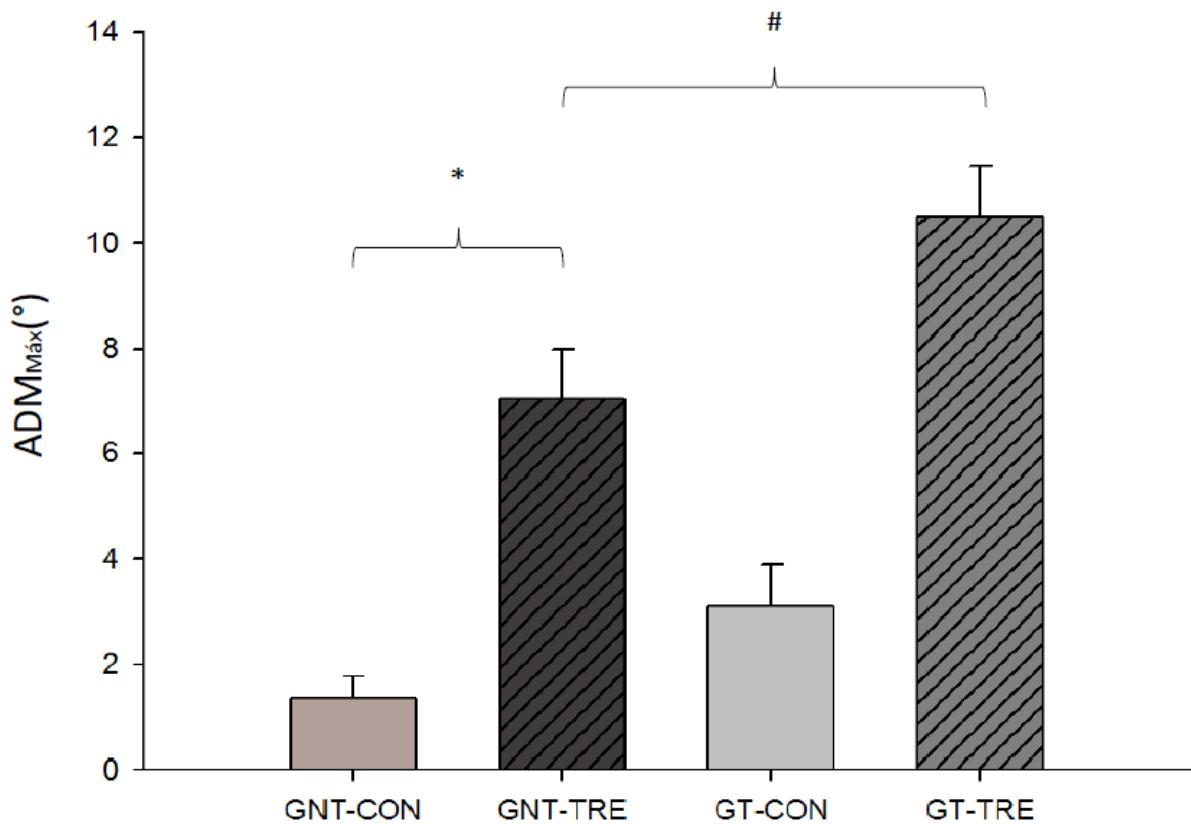
Análise descritiva do delta (diferença medidas pós e pré-teste) das variáveis estudadas por grupo e situação.

Variável	Grupo	Situação	N	Mínimo	Máximo	Média	EP
$ADM_{Máx}$ (°)	GNT	CON	23	-3,37	5,33	1,35	0,46
		TRE	23	1,63	24,60	7,03	0,95
	GT	CON	23	-4,20	8,87	3,10	0,78
		TRE	23	5,43	21,93	10,51	0,96
$Torque_{Máx}$ (Nm)	GNT	CON	23	-5,00	4,33	0,43	0,43
		TRE	23	-2,00	4,00	0,93	0,34
	GT	CON	23	-4,33	4,33	0,71	0,43
		TRE	23	-1,33	13,00	1,90	0,62
$ADM_{PSDA}$ (°)	GNT	CON	23	-20,67	6,30	0,25	1,16
		TRE	23	0,70	19,27	7,84	1,14
	GT	CON	23	-4,47	28,60	4,13	1,55
		TRE	23	-6,57	17,23	3,67	1,31
$Torque_{PSDA}$ (Nm)	GNT	CON	23	-9,67	6,67	0,13	0,77
		TRE	23	-11,67	9,00	0,68	1,03
	GT	CON	23	-10,67	16,67	2,20	1,30
		TRE	23	-15,00	8,67	-3,06	1,35
$Torque_{ADM}$ (Nm)	GNT	CON	23	-6,48	3,01	-1,53	0,53
		TRE	23	-20,56	-0,12	-7,79	0,97
	GT	CON	23	-9,02	2,10	-2,08	0,58
		TRE	23	-17,39	-2,20	-8,24	0,81

EP – Erro padrão;  $ADM_{Máx}$  – amplitude de movimento máxima;  $Torque_{Máx}$  – Torque máximo;  $ADM_{PSDA}$  – ADM correspondente à primeira sensação de alongamento;  $Torque_{PSDA}$  – Torque correspondente à primeira sensação de alongamento;  $Torque_{ADM}$  – Torque correspondente à mesma ADM; GT – Grupo treinados; GNT – Grupo não-treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.

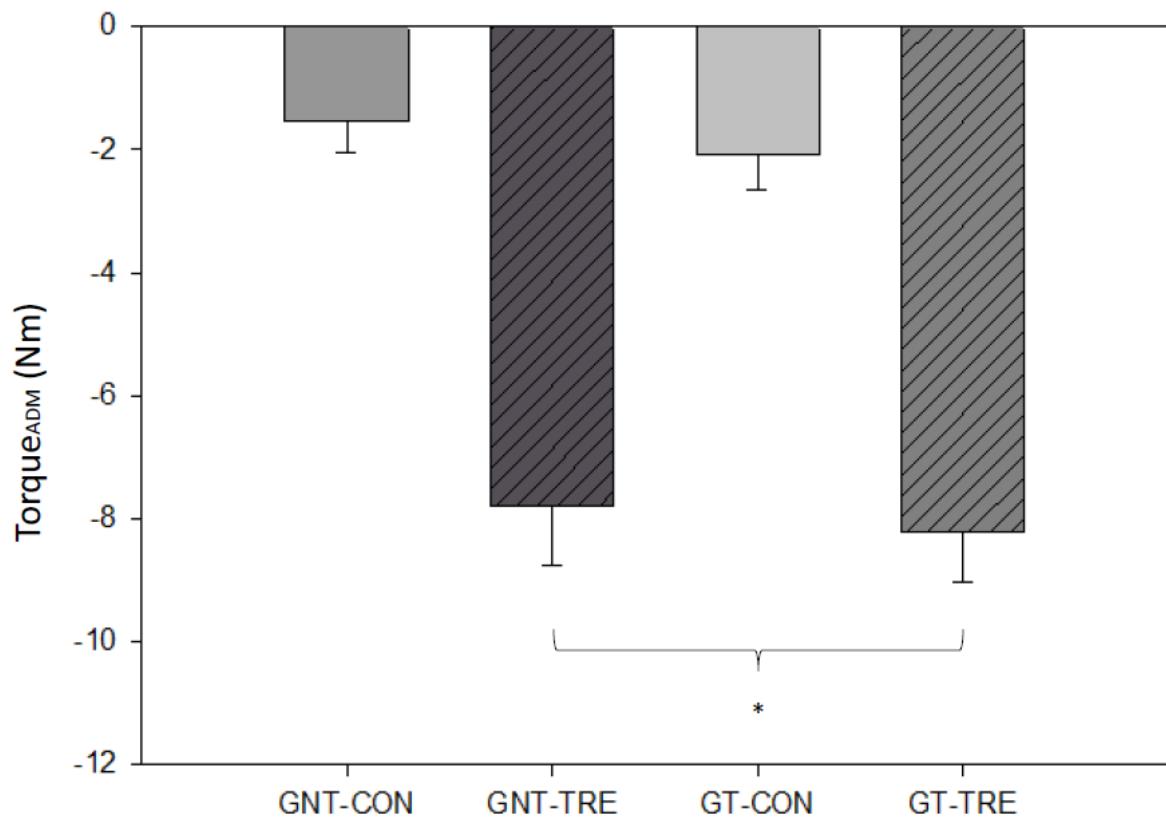
Para a variável  $ADM_{Máx}$ , a ANOVA *two way* em esquema fatorial não apresentou interação para os fatores grupo (GT e GNT) e situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44}=1,10$ ;  $p=0,29$ ;  $\eta^2_p=0,025$ ;  $\omega=0,18$ ), mas houve efeito principal para os fatores grupo ( $F_{1,44}=10,50$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2_p<0,19$ ;  $\omega=0,89$ ) e situação ( $F_{1,44}=69,80$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2_p=0,59$ ;  $\omega=0,99$ ). Para análise do fator grupo, a mudança da  $ADM_{Máx}$  foi maior no GT comparado ao GNT (médias agrupadas  $6,8 \pm 0,6^\circ$  e  $4,2 \pm 0,6^\circ$ , respectivamente,  $p<0,01$ ). Para análise do fator situação, a mudança da  $ADM_{Máx}$  foi maior no treinamento comparado ao controle (médias agrupadas  $8,8 \pm 0,7^\circ$  e  $2,2 \pm 0,4^\circ$ , respectivamente,  $p<0,01$ ) (Figura 7).

FIGURA 7 - Média e erro padrão da variável  $ADM_{Máx}$  do GT e GNT nas situações controle e treinamento.  
 \* - Diferença significante entre os grupos (GNT vs. GT); # - Diferença significante entre as situações (CON vs. TRE). GNT – Grupo não-treinados; GT – Grupo treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.



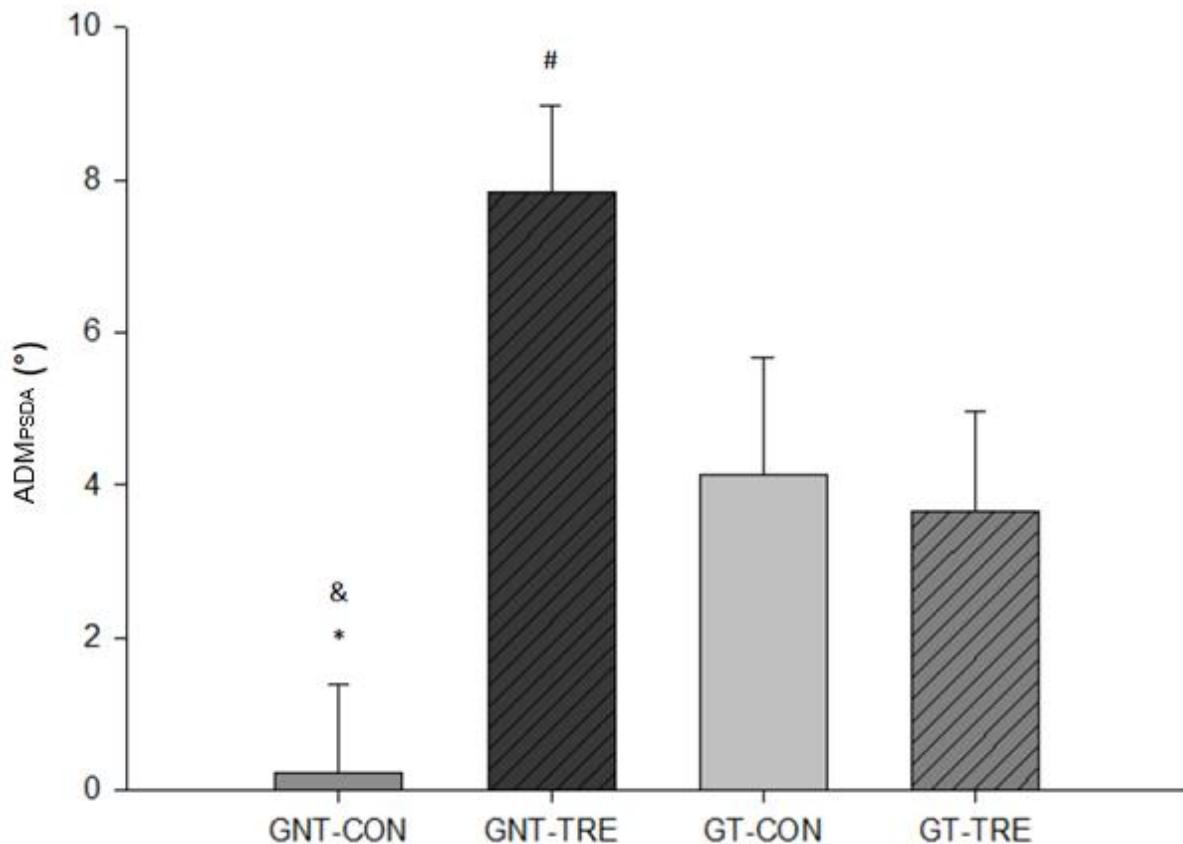
Para a variável torque<sub>ADM</sub> a ANOVA *two way* em esquema fatorial não apresentou interação para os fatores grupo (GT e GNT) e situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44}<0,01$ ;  $p=0,94$ ;  $\eta^2_p=0,01$ ;  $\omega=0,05$ ). Não houve efeito principal para o fator grupo ( $F_{1,44}=150,1$ ;  $p=0,53$ ;  $\eta^2_p<0,01$   $\omega=0,09$ ), mas houve efeito principal para o fator situação ( $F_{1,44}=82,13$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2_p=0,65$ ;  $\omega=1,00$ ). Na análise do fator situação o torque<sub>ADM</sub> foi menor no treinamento comparado ao controle (médias agrupadas  $-8,0 \pm 0,4\text{Nm}$  e  $-1,8 \pm 0,4\text{Nm}$ , respectivamente,  $p<0,01$ ) (Figura 8).

FIGURA 8 - Média e erro padrão da variável torque<sub>ADM</sub> do GT e GNT nas situações controle e treinamento. \* - Diferença significante entre as situações (CON vs. TRE). GNT – Grupo não-treinados; GT – Grupo treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.



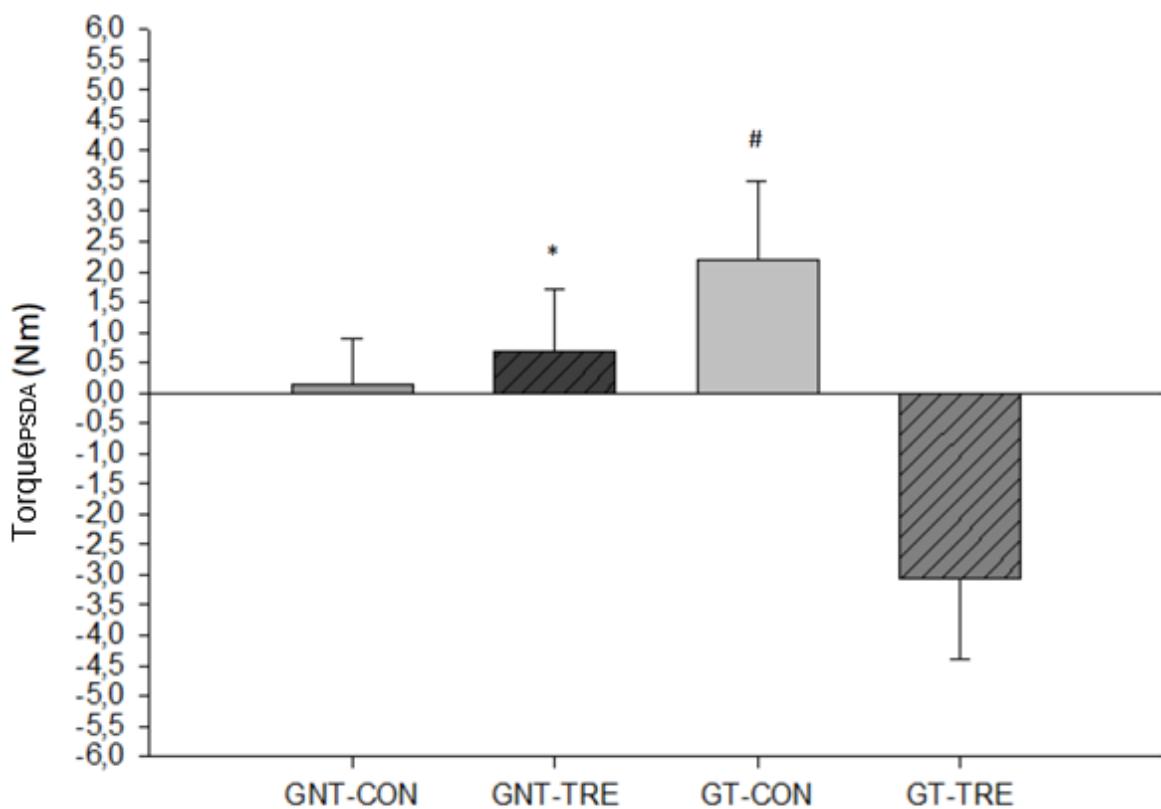
Para a variável ADM<sub>PSDA</sub>, a ANOVA *two way* em esquema fatorial apresentou uma interação significante para os fatores grupo (GNT e GT) e situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44}=9,85$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2_p=0,18$ ;  $\omega=0,86$ ). O delta da ADM<sub>PSDA</sub> do GNT foi menor que o GT ( $0,2 \pm 1,1^\circ$  e  $4,1 \pm 1,5^\circ$ , respectivamente,  $p<0,05$ ) na situação controle, porém maior na situação treinamento ( $7,8 \pm 1,1^\circ$  e  $3,7 \pm 1,3^\circ$ , respectivamente,  $p<0,05$ ). Foi verificado também que o valor da ADM<sub>PSDA</sub> do GNT foi menor na situação controle comparado com a situação treinamento ( $0,2 \pm 1,1^\circ$  e  $7,8 \pm 1,1^\circ$ , respectivamente,  $p<0,05$ ) para o GNT, mas não foi diferente para o GT ( $4,1 \pm 1,5^\circ$  e  $3,7 \pm 1,3^\circ$ , respectivamente,  $p<0,05$ ) (Figura 9).

FIGURA 9: Média e erro padrão da variável ADM<sub>PSDA</sub> do GT e GNT nas situações controle e treinamento. \* - Diferença significante entre os grupos na situação controle (GNT-CON vs. GT-CON); # - Diferença significante entre os grupos na situação treinamento (GNT-TRE vs. GT-TRE); & - Diferença significante entre as situações para o GNT (GNT-CON vs. GNT-TRE); GNT – Grupo não-treinados; GT – Grupo treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.



Para a variável torque<sub>PSDA</sub>, a ANOVA *two way* em esquema fatorial apresentou uma interação significante para os fatores grupo (GT e GNT) e situação (treinamento e controle) ( $F_{1,44}=6,57$ ;  $p<0,01$ ;  $\eta^2_p=0,13$ ;  $\omega=0,70$ ). Os valores da torque<sub>PSDA</sub> da situação controle não foram diferentes na comparação entre o GT e o GNT ( $2,2 \pm 1,3\text{Nm}$  e  $0,1 \pm 0,8\text{Nm}$ , respectivamente,  $p<0,05$ ), contudo na situação treinamento o delta torque<sub>PSDA</sub> no GT foi menor que o GNT ( $-3,0 \pm 1,3\text{Nm}$  e  $0,7 \pm 1,0\text{Nm}$ , respectivamente,  $p<0,05$ ). Não houve diferença entre o controle e o treinamento para o GNT ( $0,1 \pm 0,8\text{Nm}$  e  $0,7 \pm 1,0\text{Nm}$ , respectivamente,  $p<0,05$ ), diferentemente do delta torque<sub>PSDA</sub> no GT, que foi maior no controle do que no treinamento ( $2,2 \pm 1,3\text{Nm}$  e  $-3,0 \pm 1,3\text{Nm}$ , respectivamente,  $p<0,05$ ) (Figura 10).

FIGURA 10: Média e erro padrão da variável torque<sub>PSDA</sub> do GT e GNT nas situações controle e treinamento. \* - Diferença significante entre os grupos na situação treinamento (GNT-TRE vs. GT-TRE); # - Diferença significante entre as situações (CON vs. TRE) para o GT; GNT – Grupo não-treinados; GT – Grupo treinados; CON – situação controle; TRE – situação treinamento.



## 4 DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi comparar o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento entre indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade envolvendo os músculos posteriores da coxa. Ambos os grupos apresentaram aumento da  $ADM_{Máx}$ , e redução do  $\text{torque}_{ADM}$ , alterações compreendidas como adaptações no comportamento biomecânico da UMT, porém, a magnitude do ganho da  $ADM_{Máx}$  foi maior no GT. Em relação às adaptações sensoriais ao alongamento os grupos tiveram comportamento distinto analisado por meio das variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $\text{torque}_{PSDA}$ . Esse resultado sugere uma resposta diferente entre os grupos e rejeita a hipótese nula de que o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento nos indivíduos treinados em flexibilidade não difere significativamente dos não-treinados.

O maior aumento na  $ADM_{Máx}$  observado na situação treinamento comparado com a situação controle era esperado e corrobora os estudos prévios que encontraram aumento da  $ADM_{Máx}$  após um protocolo de alongamento agudo utilizando a técnica com torque constante (TC) (CABIDO *et al.*, 2014; HERDA *et al.*, 2011; YEH; TSAI; CHEN, 2005; YEH; CHEN; TSAI, 2007). No presente estudo foi verificado um aumento médio na  $ADM_{Máx}$  de aproximadamente 7° (7,05%) e 11° (7,4%) para os grupos GNT e GT na situação treinamento (ver tabela 4), enquanto aumentos de 12° (16,5%) e 6° (4,4%) aproximadamente foram verificados nos estudos de Cabido *et al.* (2014) e Herda *et al.* (2011), ambos estudos realizados com indivíduos não-treinados em flexibilidade. Desta forma, as alterações verificadas no presente estudo ficaram dentro da faixa de variação anteriormente relatada na literatura, porém, diferenças entre os valores absolutos e percentuais da  $ADM_{Máx}$  relatados podem estar relacionadas com as diferenças em relação aos instrumentos utilizados na mensuração da  $ADM_{Máx}$ , assim como com aspectos metodológicos, como a configuração do estímulo de alongamento realizado (*i.e.* intensidade do estímulo).

Considerando que, uma maior intensidade representa alongar a UMT em um maior comprimento (YOUNG; ELIAS; POWER, 2006), submetendo assim as diferentes estruturas envolvidas a uma maior tensão, é possível que adaptações distintas na UMT possam ocorrer dependendo da intensidade aplicada no treinamento. Dados que reforçam este raciocínio foram fornecidos por estudos anteriores (CHAGAS *et al.*, 2008; GAJDOSIK *et al.*, 2006; SULLIVAN *et al.*, 1992). Na pesquisa realizada por Gajdosik *et al.* (2006) foi verificado que o declínio do torque de resistência passivo durante o relaxamento sob tensão foi maior quando a UMT dos flexores plantares foi mantida alongada por 60s a 100% da ADM<sub>Máx</sub> em comparação com 90% e 80% pelo mesmo período de tempo. No estudo de Chagas *et al.* (2008), avaliando a musculatura posterior da coxa, foi observado que quatro séries de 15s na intensidade máxima resultou em aumento significante da ADM<sub>Máx</sub>, enquanto que a intensidade submáxima não apresentou aumento. Embora seja uma questão ainda incipiente dentro do contexto do treinamento da flexibilidade, a intensidade do exercício de alongamento pode interferir de maneira significativa nas alterações provocadas na UMT. Desta forma, comparando os procedimentos adotados é possível perceber que, apesar de no presente estudo a intensidade ter correspondido a aplicação do mesmo torque<sub>Máx</sub> registrado na condição pré-teste e desse torque ter proporcionado uma maior ADM entre cada uma das seis repetições do estímulo de alongamento, a ADM alcançada e operacionalmente definida como ADM<sub>Máx</sub> foi uma medida submáxima, enquanto que no estudo de Cabido *et al.* (2014), os voluntários treinaram a 95% da ADM<sub>Máx</sub>, que foi operacionalmente definida como o máximo de alongamento tolerado pelo indivíduo. Essas diferenças metodológicas podem justificar a variação no aumento da ADM e no percentual verificado nos diferentes estudos que investigaram o efeito agudo do exercício de alongamento.

O aumento da ADM<sub>Máx</sub>, após uma única sessão de alongamento, pode ser justificado por meio das alterações biomecânicas ou sensoriais (tolerância ao alongamento) (WEPPLER; MAGNUSSON, 2010). As alterações biomecânicas associadas ao aumento da ADM<sub>Máx</sub> são compreendidas como adaptações da UMT que provocam uma modificação da curva Torque vs. ADM. No presente estudo, a variável torque<sub>ADM</sub> foi utilizada para representar as alterações no comportamento das propriedades biomecânicas da UMT, enquanto a ADM<sub>PSDA</sub> e a torque<sub>PSDA</sub> foram consideradas como

variáveis relacionadas a sensação de desconforto, que poderiam permitir fazer inferências quanto à tolerância individual ao alongamento.

No presente estudo, o torque<sub>ADM</sub> mostrou uma redução após a execução da sessão de alongamento. Essa redução do torque<sub>ADM</sub> após a sessão de alongamento para os grupos GNT e GT está de acordo com os resultados de Cabido (2012) e Herda *et al.* (2011), que também verificaram uma redução nessa variável após a execução de um protocolo de alongamento com TC. A resposta de redução do torque para uma determinada ADM indica que a UMT após o alongamento apresentou menor resistência à deformação para uma mesma ADM.

Outros estudos, que também investigaram o efeito agudo do exercício de alongamento na resistência da UMT à deformação utilizaram a variável rigidez (entendida como a variação do torque de resistência ao alongamento pela variação da ADM articular) e encontraram resultados que também reforçam o encontrado no presente estudo (RYAN *et al.*, 2008, RYAN *et al.*, 2009; HERDA *et al.*, 2011). Contudo, a redução da rigidez não é um resultado unânime, pois Hoge *et al.* (2010) não encontraram alteração da rigidez passiva após o alongamento utilizando a técnica com TC. Os autores relatam a diferença na intensidade do alongamento como um fator influenciador, dentre as possíveis explicações para a divergência do resultado encontrado.

No estudo de Hoge *et al.* (2010), o torque<sub>Máx</sub> tolerado foi determinado e registrado quando o indivíduo sinalizou o momento de desconforto, mas não dor, durante a manobra de alongamento realizado em um aparelho isocinético e este valor foi utilizado como o torque de referência para ser aplicado durante a realização do protocolo de alongamento. De acordo com esses autores, se esta intensidade de alongamento foi menor do que a utilizada em estudos prévios que demonstraram redução da rigidez (RYAN *et al.*, 2008, RYAN *et al.*, 2009; HERDA *et al.*, 2011), então este aspecto pode ter contribuído para a não alteração da rigidez. Contudo, devido às várias diferenças entre os aspectos relacionados à instrumentação e às delimitações metodológicas estabelecidas (*i.e.*, tipo de musculatura envolvida) nos diferentes estudos, esta questão permanece ainda por ser esclarecida. Desta forma, a redução

do torque de resistência verificado no presente estudo após a sessão de alongamento mostra que o indivíduo conseguiu atingir uma mesma ADM com uma menor resistência ao alongamento. Com isso, é possível concluir que uma alteração na resposta biomecânica da UMT de fato ocorreu. Reforçando esta afirmativa seria também esperado que, se o torque de resistência ao alongamento reduziu, o voluntário deveria ser capaz de alcançar maiores valores de ADM para o mesmo torque máximo. Esta resposta também foi verificada no presente estudo. Assim, essas alterações em conjunto relacionadas à propriedade biomecânica da UMT reforçam a participação de mecanismos biomecânicos no aumento da  $ADM_{Máx}$  após a sessão de alongamento.

Em relação ao torque de resistência ao alongamento, entende-se que o mesmo está relacionado com a participação de diferentes estruturas músculo-tendíneas (músculos sinergistas, agonistas, tendões, aponeuroses) e articulares (cápsulas) (RIEMANN et al., 2001). Considerando o raciocínio de que o aumento da  $ADM_{Máx}$  encontrado no presente estudo está relacionado com alterações nas propriedades biomecânicas associadas a essas estruturas, então modificações nessas estruturas estariam relacionadas com uma menor resistência à deformação. O perimísio, enquanto tecido conjuntivo intramuscular, foi mencionado como uma estrutura que pode ter um papel importante na resistência ao alongamento (PURSLOW, 1989; GAJDOSIK, 2001). Contudo, ainda representa um desafio diferenciar o nível de participação relativa de cada uma das estruturas tanto no torque de resistência quanto na alteração do mesmo após intervenção considerando os músculos posteriores da coxa.

Embora o estudo de revisão realizado por Weppler e Magnusson (2010) tenha apresentado uma perspectiva dicotômica em relação aos mecanismos relacionados com o aumento da  $ADM_{Máx}$  após uma única sessão de alongamento, sendo estes associados às alterações biomecânicas ou sensoriais (tolerância ao alongamento), os resultados do presente trabalho indicam a possibilidade de uma resposta integrada desses diferentes mecanismos no aumento da  $ADM_{Máx}$ . Na presente pesquisa também foi investigada a alteração da sensação subjetiva de desconforto ao alongamento, como apresentado nos métodos deste estudo, este aspecto foi registrado em função da ADM e do torque. Ao sinalizar a primeira sensação de

alongamento (PSDA), a ADM e o torque de resistência ao alongamento correspondentes foram associados ao momento da sinalização, resultando nas variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  respectivamente. Os resultados em relação a estas variáveis mostram que os grupos GNT e GT responderam de maneira distinta após uma sessão única de alongamento. Os indivíduos do GNT mostraram um aumento na  $ADM_{PSDA}$ , indicando que a primeira sensação de alongamento aconteceu mais tarde (em uma maior ADM) após o treinamento, o torque correspondente não alterou comparando a situação controle e treinamento. Diferentemente, os indivíduos do GT apresentaram uma redução da  $torque_{PSDA}$ , indicando que a primeira sensação de alongamento foi sinalizada com um menor torque de resistência presente, mas a ADM correspondente não alterou comparando a situação controle e treinamento. Existem poucos dados disponíveis referentes às variáveis envolvendo a primeira sensação de alongamento (tolerância ao alongamento) em indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade, minimizando as possibilidades de comparação.

A resposta das variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  para o grupo GNT verificada no presente é consistente com dados do estudo de Cabido (2012). Esse autor investigou a resposta das variáveis  $ADM_{PSDA}$  e  $torque_{PSDA}$  após a realização de uma única sessão de alongamento utilizando o alongamento com TC em indivíduos não-treinados em flexibilidade. Os resultados mostraram um aumento da  $ADM_{PSDA}$  sem alteração da  $torque_{PSDA}$ , corroborando os dados encontrados no presente estudo. Considerando que o torque de resistência resultante da deformação do músculo durante o alongamento é monitorado por mecanorreceptores (*i.e.* terminações nervosas livres, órgãos tendinosos de golgi) (AVELA; KYRÖLÄINEN; KOMI, 1999) é possível que essas estruturas aferentes sejam mais ou menos estimuladas na dependência da magnitude do torque de resistência presente. Desta forma, o torque registrado no momento da primeira sensação de alongamento ( $torque_{PSDA}$ ) poderia ser considerado o estímulo mecânico “limiar” para estimular as estruturas aferentes e desencadear a sinalização desta primeira sensação de alongamento. Como o torque de resistência ao alongamento reduz após uma sessão única de alongamento, como verificado no presente estudo e em Cabido (2012), para que o mesmo torque de resistência ao alongamento registrado na condição pré-alongamento seja alcançado ( $torque_{PSDA}$ ) após a intervenção, será necessário atingir maior ADM articular, devido

ao comportamento da curva Torque vs. ADM. Neste sentido, seria então esperado que a  $ADM_{PSDA}$  fosse maior após a sessão de alongamento, sendo esta a resposta verificada no presente estudo e em Cabido (2012).

Este raciocínio sugere que, as alterações associadas a uma maior tolerância ao alongamento (aumento da  $ADM_{PSDA}$ ) podem estar relacionadas a mudanças no comportamento das propriedades passivas da UMT. Assim, os dados do presente estudo mostram a possibilidade de uma resposta integrada de diferentes mecanismos no aumento da  $ADM_{Máx}$ . Contudo, quando analisamos os resultados dos indivíduos do GT, que apresentaram uma redução da  $torque_{PSDA}$  e não alteração da  $ADM_{PSDA}$ , observa-se que a resposta de indivíduos treinados em flexibilidade não segue um comportamento similar ao encontrado para indivíduos do GNT. Esse resultado corrobora a expectativa de que indivíduos diferentes respondem de maneira distinta a um determinado estímulo. Mas, a relação dessas respostas verificadas para o GT e o aumento da  $ADM_{Máx}$  ainda precisa ser melhor entendida.

Os dados do presente estudo mostraram que o aumento na  $ADM_{Máx}$  foi maior para o GT comparado ao GNT. Esse resultado confirma que indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade respondem de maneira distinta a um mesmo protocolo de exercício de alongamento. O tamanho do efeito encontrado foi grande ( $>0,14$ ; COHEN, 1988) e os valores médios agrupados da  $ADM_{Máx}$  em cada grupo foram maiores do que o EPM (~3,0) desta variável no presente estudo, reforçando a consistência deste resultado encontrado. Embora não foram encontradas pesquisas sobre o efeito agudo de um protocolo de alongamento na ADM comparando indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade, resultados de alguns estudos podem fornecer subsídios para a discussão. Sobolewski, Ryan e Thompson (2013) demonstraram que participantes com menor nível de rigidez apresentaram maior aumento na ADM no decorrer de um protocolo de alongamento. Se for considerado que indivíduos treinados em flexibilidade (mais flexíveis) também possam ser menos rígidos que aqueles do grupo não-treinado, é possível hipotetizar que o maior aumento na  $ADM_{Máx}$  para o GT comparado ao GNT corrobora o estudo de Sobolewski, Ryan e Thompson (2013). Dados dos estudos de Magnusson *et al.* (2000) e Blazevich *et al.* (2012) mostraram que indivíduos mais flexíveis têm uma menor rigidez do que os

indivíduos menos flexíveis para uma ADM articular comparável. Contudo, como a rigidez não foi calculada no presente estudo e portanto, essa explicação permanece por ser averiguada em análises futuras.

A discussão sobre o maior aumento na  $ADM_{Máx}$  para o GT comparado ao GNT pode ser ampliada para além dos aspectos biomecânicos, especialmente se o aumento da  $ADM_{Máx}$  após uma única sessão de alongamento for entendido como uma resposta associada a alterações biomecânicas e sensoriais (tolerância ao alongamento). Desta forma, se o aumento na  $ADM_{Máx}$  estivesse relacionado apenas com alterações biomecânicas do músculo após uma única sessão de alongamento, diferenças na magnitude destas alterações poderiam explicar diferenças na  $ADM_{Máx}$  entre grupos distintos. Contudo, a variável  $\text{torque}_{ADM}$ , utilizada para representar as alterações no comportamento das propriedades biomecânicas, apresentou uma resposta similar entre os grupos GT e GNT. Desta forma, é possível concluir que outros fatores, para além dos mecânicos, podem também ter influenciado o aumento na  $ADM_{Máx}$  para o GT e, consequentemente, a diferença no desempenho dos grupos em relação a  $ADM_{Máx}$ . Reforçando esse argumento, Blazevich *et al.* (2012) concluíram que os fatores associados ao torque de resistência ao alongamento são potencialmente diferentes daqueles que determinam a  $ADM_{Máx}$ .

No presente estudo, a  $ADM_{PSDA}$  e a  $\text{torque}_{PSDA}$  foram consideradas como variáveis relacionadas a sensação de desconforto, que poderiam permitir fazer inferências quanto à tolerância individual ao alongamento. Partindo da aceitação de que indivíduos treinados em flexibilidade (bailarinos) apresentam características distintas em relação à resposta da UMT sob alongamento quando comparados a outras populações (NIELSEN; CRONE; HULTBORN, 1993; KOCEJA; BURKE; KAMEN, 1991; SCHEPER *et al.*, 2013), foi esperado que o comportamento destas variáveis permitisse subsidiar o entendimento das diferenças em relação ao aumento na  $ADM_{Máx}$  para o GT comparado ao GNT. Neste sentido, caso fosse verificada uma alteração maior na  $ADM_{PSDA}$  sem uma alteração da  $\text{torque}_{PSDA}$  para o GT comparado com o GNT, poderia por exemplo justificar o maior aumento na  $ADM_{Máx}$  após a sessão de alongamento no GT. Diferentemente do esperado, a resposta dos grupos GT e GNT não forneceu subsídios claros para uma possível explicação referente ao maior

aumento da ADM<sub>Máx</sub> verificado no GT. Enquanto a ADM<sub>PSDA</sub> aumentou para o GNT, a torque<sub>PSDA</sub> reduziu para o GT. Desta forma, a importância relativa dos mecanismos associados às alterações biomecânicas e sensoriais para o aumento da ADM<sub>Máx</sub> em grupos treinados e não-treinados em flexibilidade ainda precisa ser investigada.

Uma limitação do presente estudo é a maneira como o torque foi ajustado no alongamento com TC. Até o presente momento, os estudos que avaliaram os efeitos desse exercício de alongamento usaram um ajuste automático do torque (YEH; TSAI; CHEN, 2005; YEH; CHEN; TSAI, 2007; RYAN *et al.*, 2008; RYAN *et al.*, 2009; HOGE *et al.*, 2010; HERDA *et al.*, 2011) diferente do presente estudo, em que o pesquisador avaliador foi o responsável em manter o torque constante e ajustá-lo a medida que fosse verificado uma redução no torque de resistência. Esse procedimento foi adotado devido à limitação técnica do equipamento em ajustar automaticamente a ADM para manter o torque constante, além disso, não foi possível manter a velocidade do alongamento constante uma vez que o braço mecânico do equipamento foi elevado manualmente pelo pesquisador avaliador.

Outra limitação técnica foi a impossibilidade de aferição da ADM<sub>Máx</sub> por meio da maior tolerância suportada pelo indivíduo. Os voluntários do GT, por serem muito flexíveis, precisavam de uma flexão máxima de quadril inicial para não alcançar o máximo mensurado pelo equipamento (por meio da extensão completa dos joelhos) e com isso, serem excluídos da amostra. Mesmo que o equipamento tenha sido desenvolvido com a finalidade de possibilitar a mensuração da ADM<sub>Máx</sub> em sujeitos muito flexíveis não foi possível a mensuração dessa variável devido à dificuldade encontrada para o posicionamento inicial dos voluntários do GNT, uma vez que na flexão de quadril estabelecida inicialmente para o GT, não foi possível posicioná-los. Desta forma, a flexão de quadril estabelecida foi a maior possível que permitisse o posicionamento dos voluntários do GNT, contudo, ela não foi suficiente para que os voluntários do GT não estendessem completamente os joelhos, então, uma ADM submáxima para os treinamentos teve que ser estabelecida.

Por último, a limitação causada pela dificuldade de extração dos resultados para outro gênero e faixa etária uma vez que a amostra do GT e GNT foi composta por homens adultos jovens.

Os resultados deste estudo demonstram a necessidade do estudo do comportamento da UMT por meio das variáveis biomecânicas e sensoriais em pessoas treinadas em flexibilidade objetivando determinar protocolos de treinamento específicos para essa população.

## 5 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostram que o efeito agudo de um protocolo de alongamento em variáveis biomecânicas e na primeira sensação de alongamento nos indivíduos treinados em flexibilidade nos músculos posteriores da coxa difere significativamente dos não-treinados. Os resultados demonstraram que o ganho de  $ADM_{Máx}$  após o treinamento parece ser decorrente de mecanismos biomecânicos e sensoriais. O aumento da  $ADM_{Máx}$  e redução do torque $ADM$  foi um comportamento semelhante entre os grupos, porém, a magnitude da resposta da  $ADM_{Máx}$  foi maior no GT, comprovando que esse grupo não respondeu de maneira similar ao mesmo estímulo de alongamento. Além disso, para as variáveis  $ADM_{PSDA}$  e torque $PSDA$  o comportamento dos dois grupos foi o inverso. Esse resultado corrobora a expectativa de que indivíduos diferentes respondem de maneira distinta a um determinado estímulo. Mas, a relação dessas respostas verificadas para o GT e o aumento da  $ADM_{Máx}$  ainda precisa ser melhor entendida.

## REFERÊNCIAS

ALENCAR, T.A.M.; MATIAS, K.F.S. Princípios fisiológicos do aquecimento e alongamento muscular na atividade esportiva. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 16, n. 3, p. 230-234, Mai/Jun, 2010.

AVELA, J.; KYRÖLÄINEN, H. K. I.; KOMI, P. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. **Journal of Applied Physiology**. v.86, n.4, p.1283-1129, 1999.

BERGAMINI, Juliana castro. **Efeito agudo de diferentes durações e intensidades de alongamento no desempenho da flexibilidade**. 2008. 113 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) – Escola de educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2008.

BLACKBURN, J.T. et al. Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. **Clinical Biomechanics**. v. 19, n. 1, p. 36-43, Jan, 2004.

BLAZEVICH, A.J. et al. Neuromuscular factors influencing the maximum stretch limit of the human plantar flexors. **Journal of Applied Physiology**. v. 113, n. 9, p. 1446-1455, Nov, 2012.

CABIDO, C.E.T. et al. Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort perception. **The Journal of Strength & Conditioning Research**. v.4, n.28, p.1050-1057, Abr, 2014.

CABIDO, Christian Emmanuel Torres. **Efeito agudo de alongamentos com torque e ângulo constantes na amplitude de movimento, propriedades passivas musculares e na percepção de desconforto ao alongamento**. 2012. 69 f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) - Escola de educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2012.

CHAGAS, M.H. et al. Comparação de Duas Diferentes Intensidades de Alongamento na Amplitude de Movimento. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 14, n. 2, p.99-103, Mar/Abr, 2008.

CICHETTI, D.V. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. **Psychological Assessment.** v. 6, p. 284-290, 1994.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences.** (2nd ed.) 1988.

DECOSTER, L.C. *et al.* The effects of hamstring stretching on range of motion: a systematic literature review. **The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.** v.35, n.6, p.377-387, Jun, 2005.

FATOUROS, I.G. *et al.* Resistance training and detraining effects on flexibility performance in the elderly are intensity-dependent. **The Journal of Strength & Conditioning Research.** v. 20, n.3, p. 634-642, 2006.

FELAND, J.B.; MYRER, J.W.; MERRILL, R.M. Acute changes in hamstring extility: PNF versus static stretch in senior athletes. **Journal of Physical Therapy.** v.2, n.5, p. 186-193, May, 2001.

GAJDOSIK, R.L. *et al.* Dynamic elastic and static viscoelastic stress-relaxation properties of the calf muscle-tendon unit of men and women. **Isokinetics and Exercise Science.** v.14, p. 33-44, 2006.

GAJDOSIK, R.L.; LINDEN, D.W.V.; WILLIAMS, A.K. Influence of Age on Length and Passive Elastic Stiffness Characteristics of the Calf Muscle- Tendon Unit of Women. **Journal of Physical Therapy.** v. 79, n. 9, p.827-838, Sep, 1999.

GAJDOSIK, R. L. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. **Clinical Biomechanics.** v.16, n.2, p.87-101, 2001.

GRILL, S. E.; HALLETT, M. Velocity sensitivity of human muscle spindle afferents and slowly adapting type II cutaneous mechanoreceptors. **The Journal of Physiology.** v.2, n. 489, p. 593-602, May, 1995.

HALBERTSMA, J.P.; GOEKEN, L.N. Stretching exercises: effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** v. 75, n. 9, p. 976-81, Sep, 1994.

HERDA, T. J. *et al.* Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. **Medicine & Science in Sports Exercise.** v. 43, n. 9, p. 1777-1784, Sep, 2011.

HERDA, T.J. *et al.* The time course of the effects of constant-angle nad constant-torque stretching on the muscle-tendon unit. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports.** v. 24, p. 62-67, May, 2012.

HOGE, K.M. *et al.* Gender differences in musculotendinous stiffness and range of motion after an acute bout of stretching. **The Journal of Strength & Conditioning Research.** v. 24, n.10, p. 2618–2626, Oct, 2010.

HUTTON, R.S. Neuromuscular basis of stretching exercises. **Strength and Power in Sport.** P. 29-38,1992.

KARLOH, M. *et al.* Alongamento estático versus conceito Mulligan: aplicações no treino de flexibilidade em ginastas. **Fisioterapia em Movimento.** v. 23, n. 4, p. 523-533, Out/Dez, 2010.

KAY, A.D.; BLAZEVICH, A.J. Concentric muscle contractions before static stretching minimize, but do not remove, stretch-induced force deficits. **Journal of Applied Physiology.** n. 108, p. 637–645, Jan, 2010.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? **European Journal of Applied Physiology.** v.85, p.226-232, Jun, 2001.

KOCEJA, D.M.; BURKE, J.R.; KAMEN, G. Organization of segmental reflexes in trained dancers. **International Journal of Sports Medicine.** v. 12, p. 285-289, Aug, 1991.

LAROCHE, D.P.; CONNOLLY, D. A. J. Effects of Stretching on Passive Muscle Tension and Response to Eccentric Exercise. **American Journal of Sports Medicine.** 2006.

MAGNUSSON, S.P.; AAGAARD, P.; NIELSON, J.J. Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. **Medicine & Science in Sports Exercise.** v. 32, n. 6, p. 1160-1164, Jun, 2000.

MAGNUSSON, S.P. *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **The Journal of Physiology.** v.1, n. 497, p. 291-298, Nov, 1996.

MAGNUSSON, S.P. *et al.* Biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. **International Journal of Sports Medicine.** v.19, p.310-316, Feb, 1998.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports.** v. 7, n. 4, p. 195-202, Ago, 1997.

MAGNUSSON, S.P. *et al.* Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports.** v. 5, n. 6, p. 342-347, Dec ,1995.

MAGNUSSON, S. P.; RENSTRÖM, P. The role of stretching exercises in sports. **European Journal of Sport Science.** v.6, n.2, p.87-91, Jun, 2006.

MARSHALL, P.W.M.; CASHMAN, A.; CHEEMA, B.S. A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance. **Journal of Science and Medicine in Sport.** v.14, p. 535–540, May, 2011.

MCHUGH, M. P. *et al.* Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. **Medicine & Science in Sports Exercise.** v. 24, n. 12, p. 1375-82, Dec 1992.

MCNAIR, P. J. *et al.* Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. **Medicine & Science in Sports Exercise.** v.33, n.3, p.354-358, Apr, 2000.

NELSON, R. T.; BANDY, W. D. An update on flexibility. **The Journal of Strength Conditioning Research.** v. 27, p. 10–16, Feb, 2005.

NIELSEN, J.; CRONE, C.; HULTBORN, H. H-reflexes are smaller in dancers from the Royal Danish Ballet than in well-trained athletes. **European Journal of Applied Physiology.** v. 66, p.116-121, Oct, 1993.

PRATI, S.R.A.; PRATI, A.R.C. Níveis de aptidão física e análise de tendências posturais em bailarinas clássicas. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano.** v. 8, n. 1, p. 80-87,Ago, 2006.

PURSLOW, P. P. Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. **Journal of Biomechanics.** v.22, n.1, p.21-31, 1989.

RIEMANN, B.L. *et al.* The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. **Journal of Athletic Training.** v. 36, n.4, p.369 – 377, 2001.

RYAN, E.D. *et al.* Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. **Journal of Sports Science.** v. 27, n.9, p. 957-961, July, 2009.

RYAN, E.D. *et al.* The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.** v.38, n.10, p. 632-639, 2008.

SCHEPER M. C. *et al.* Generalized joint hypermobility in professional dancers: a sign of talent or vulnerability? **Rheumatology.** n.52, p. 651 – 658, 2013.

SMITH, A.; KOUTEDAKIS, Y.; WYON, M. A comparison of strength and stretch interventions on active and passive ranges of movement in dancers: a randomized controlled trial. **The Journal of Strength & Conditioning Research.** v. 0, n. 0, p. 1-7, 2013.

SOBOLEWSKI, E.J.; RYAN, E.D.; THOMPSON, B.J. Influence of maximum range of motion and stiffness on the viscoelastic stretch response. **Muscle & Nerve.** v. 48, p. 571–577, jan 2013.

SULLIVAN, M.K.; DEJULIA, J.J.; WORREL, T.W. Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. **Medicine & Science in Sports Exercise.** v.24, p.1383 – 1389, 1992.

TAJET-FOXEL, B.; ROSE, F.D. Pain and pain tolerance in professional ballet dancer. **British Journal of Sports Medicine.** v.29, n.1, p. 31-34, 1995.

TAYLOR, D. C.; BROOKS, D. E.; RYAN, J. B. Viscoelastic characteristics of muscle: passive stretching versus muscular contractions. **Medicine & Science in Sports Exercise.** v. 29, n. 12, p. 1619-1624, Dec, 1997.

TAYLOR, D. C. *et al.* Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. **American Journal of Sports Medicine.** v. 18, n. 3, p. 300-309, May/Jun, 1990.

VIVEIROS, L. *et al.* Respostas agudas imediatas e tardias da flexibilidade na extensão do ombro em relação ao número de séries e duração do alongamento. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte.** v.10, n. 6, p.459-463, Nov/Dez, 2004.

WEIR, D. E.; TINGLEY, J.; ELDER, G. C. Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. **European Journal of Applied Physiology.** v. 93, n. 5-6, p.614-23, Mar, 2005.

WEPPLER, C. H.; MAGNUSSON, S. P. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? **Journal of Physical Therapy.** v. 90, n. 3, p. 438-49, Mar, 2010.

WYON, M.; FELTON, L.; GALLOWAY, S. A comparison of two stretching modalities on lower-limb range of motion measurements in recreational dancers. **The Journal of Strength & Conditioning Research.** v. 23, n.7, p. 2144–2148, 2009.

YEH, C. Y.; CHEN, J. J.; TSAI, K. H. Quantifying the effectiveness of the sustained muscle stretching treatments in stroke patients with ankle hypertonia. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** v. 17, n. 4, p. 453-61, Aug, 2007.

YEH, C. Y.; TSAI, K. H.; CHEN, J. J. Effects of prolonged muscle stretching with constant torque or constant angle on hypertonic calf muscles. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** v. 86, n. 2, p. 235-241, Feb, 2005.

YLINEN, J. *et al.* A Effect of stretching on hamstring muscle compliance. **Journal of Rehabilitation Medicine.** v. 41, n. 1, p. 80-84, Jan, 2009.

YOUNG, W.; ELIAS, G.; POWER, J. Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness.** v. 46, n.3, p.403-411, 2006.

## APÊNDICE

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Venho por meio deste convidá-lo (a) a participar da pesquisa intitulada “Comparação do efeito agudo do alongamento muscular em indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade” que será realizada na UFMG sob responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas (orientador) e Bárbara Pessali Marques (Mestranda). A pesquisa investigará o comportamento da unidade músculo tendão ao treinamento de flexibilidade em pessoas treinadas e não-treinadas em flexibilidade utilizando a técnica de alongamento passivo-estática.

Os voluntários deverão comparecer no laboratório três dias, aproximadamente no mesmo horário, com intervalo de 24 a 48 horas entre os dias e deverão permanecer no laboratório por um período de aproximadamente 1 hora. O primeiro dia consiste na familiarização, processo em que o voluntário é apresentado ao equipamento e simula os dias de coleta até se sentir seguro e confortável no mesmo. Os dois dias seguintes serão as situações experimentais, nas quais haverá a mensuração da flexibilidade em um equipamento desenvolvido no laboratório de biomecânica – BIOLAB - em ambos os membros inferiores.

Os voluntários deverão deitar na maca de treinamento de flexibilidade com o membro inferior não testado estendido e preso por cintas de velcro para evitar movimentos acessórios, enquanto o membro que será alongado estará posicionado em 140° de flexão do quadril e 90° de flexão do joelho. Partindo dessa posição a musculatura posterior da coxa será alongada passivamente pelo avaliador por meio da extensão do joelho do voluntário. O voluntário deverá sinalizar a primeira sensação de alongamento (PSDA) apertando o botão de um controle remoto que ficará em seu poder.

A coleta consiste na mensuração da amplitude de movimento submáxima (ponto no qual o avaliador percebe o aumento exponencial da rigidez, operacionalmente definida como ADM<sub>Máx</sub>) por meio da média de três tentativas, seguido do protocolo de treinamento: técnica passivo-estática, 6 séries de 30 segundos, finalizando com a aferição da ADM<sub>Máx</sub> novamente. O terceiro dia de coleta consiste nas mesmas aferições, porém do membro contralateral não avaliado no segundo dia. Será realizada a tricotomização (raspagem dos pelos utilizando lâminas de barbear descartáveis) da região posterior da coxa para a colocação de eletrodos de superfície.

Como treinamento será realizado por meio de uma técnica de alongamento utilizada na prática esportiva e de reabilitação, existem riscos associados a este estudo que podem incluir lesões musculoesqueléticas e traumatismo. Caso ocorra qualquer efeito adverso os pesquisadores levarão o voluntário, em carro próprio, para o serviço de pronto atendimento da UFMG. Os benefícios em participar deste estudo estão relacionados à possibilidade de contribuir para o estudo da atividade física e do

esporte, ajudando a descobrir novos métodos que auxiliem na compreensão das variáveis que influenciam o desempenho físico. Em contrapartida à participação na pesquisa, estarão disponíveis informações sobre o desempenho nos testes relacionados à “flexibilidade” que poderão ser utilizadas para prescrição e controle do programa de treinamento do voluntário.

Todos os dados pessoais serão confidenciais, a identidade não será revelada publicamente em hipótese alguma e somente os pesquisadores envolvidos neste estudo terão acesso a essas informações. Os dados coletados serão utilizados exclusivamente para fins de pesquisa (publicados como artigos científicos) ou ensino (uso didático) e ficarão armazenados no Laboratório de Biomecânica.

Os pesquisadores se põem a disposição dos voluntários para responder qualquer dúvida que possa surgir. O voluntário poderá se recusar a participar desse estudo ou abandoná-lo a qualquer momento, sem precisar justificar-se e sem qualquer constrangimento ou transtorno. Não está prevista qualquer forma de remuneração. Os pesquisadores podem decidir sobre a exclusão de qualquer voluntário do estudo por razões científicas, sobre as quais os mesmos serão devidamente informados.

Para qualquer dúvida referente aos aspectos éticos que envolvem a participação nessa pesquisa, por favor, entre em contato com os pesquisadores responsáveis pelo estudo: Dr. Mauro Heleno Chagas, tel. 3409-2334 e Bárbara Pessali Marques, tel. 88701155/93351155 ou com o Comitê de Ética em Pesquisa: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 – Unidade Administrativa II – 2º andar, sl. 2005 cep. 31270901 - BH/MG,; tel.: 34094592; email: [coep@prpq.ufmg.br](mailto:coep@prpq.ufmg.br).

Portanto, eu, \_\_\_\_\_, voluntariamente concordo em participar dessa pesquisa nos termos acima expostos.

Belo Horizonte, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2014.

Assinatura do voluntário: \_\_\_\_\_

Declaro que expliquei os objetivos desse estudo, dentro dos limites dos meus conhecimentos científicos.

Assinatura do pesquisador responsável:

\_\_\_\_\_  
Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas Sub-coordenador do Laboratório de Biomecânica/  
CENESP-UFMG

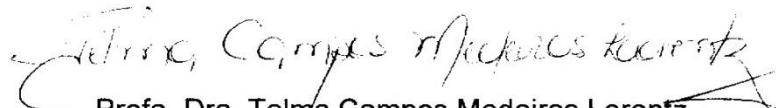
Tel.:88701155 oi 93351155tim (Contato: Bárbara Pessali Marques)

COEP - Comitê de Ética em Pesquisa Av. Antônio Carlos, 6627 Unidade Administrativa II - 2º andar - Sala 2005 Tel.: 3409-4592 Campus Pampulha Belo Horizonte, MG – Brasil 31270-901

**ANEXO****UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP****Projeto: CAAE – 36424414.0.0000.5149****Interessado(a): Prof. Mauro Heleno Chagas  
Departamento Esportes  
EEFFTO - UFMG****DECISÃO**

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 06 de novembro de 2014, o projeto de pesquisa intitulado **"Comparação do efeito agudo do alongamento muscular em indivíduos treinados e não-treinados em flexibilidade"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto através da Plataforma Brasil.



Profa. Dra. Telma Campos Medeiros Lorentz  
Coordenadora do COEP-UFMG

## [ Sports Physical Therapy ]

# Reliability of a New Stabilized Dynamometer System for the Evaluation of Hip Strength

Timothy W. Tourville, PhD, ATC, CSCS,\* Helen C. Smith, MS, ATC,\* Sandra J. Shultz, PhD, ATC, FNATA, FACSM,† Pamela M. Vacek, PhD,\* James R. Sauterbeck, MD,\* Robert J. Johnson, MD,\* and Bruce D. Beynnon, PhD\*\*‡

**Background:** Hip strength is associated with numerous orthopaedic and neuromuscular injuries and/or pathologies and may be assessed with a variety of anatomic testing positions and techniques. Isokinetic dynamometers are generally too cumbersome and intricate for efficient use in mass screenings (for prognostic studies of risk for injury) as well as with special populations. The reliability of isometric testing devices has demonstrated varied reliability, generally examining only 1 or 2 motions of the hip and reporting values of force, not torque. Consequently, there is a need for an efficient hip strength-testing device to quantify torque that tests subjects in 1 anatomic position, while evaluating multiple hip motions.

**Hypothesis:** Evaluation of supine hip abduction, adduction, flexion, and extension torque using a new stabilized dynamometer system will produce good to excellent intra- and interexaminer reliability results.

**Study Design:** A blinded, randomized, repeated-measures study design was used in this descriptive laboratory investigation.

**Methods:** Supine isometric hip flexion, extension, abduction, and adduction torques were evaluated with a cage-stabilized dynamometer in 19 collegiate and professional-level ice hockey athletes by 2 investigators at 3 time intervals. Inter- and intrarater reliability was assessed.

**Results:** Supine hip flexion, extension, abduction, and adduction torque was performed with good to excellent inter- and intrarater reliability (intraclass correlation coefficients ranging from 0.74 to 0.92 and 0.78 to 0.92, respectively) for all motions tested.

**Conclusions:** We have developed an isometric hip strength-testing device that can be assembled around an examination table to efficiently and reliably evaluate torque developed for multiple motions of the hip.

**Clinical Relevance:** This device and testing protocol may be used to efficiently evaluate hip strength in numerous settings; it allows decreased subject burden and increased comfort (which may be important following an injury in case-control investigations); and it may be well tolerated when testing athletes as well as special populations in the clinical setting.

**Keywords:** isometric; hip joint; strength testing; dynamometry; torque

Hip muscle strength has been implicated as a risk factor for musculoskeletal injuries, such as noncontact anterior cruciate ligament (ACL) disruption, iliotibial band syndrome, patellofemoral pain syndrome, groin strain, chronic ankle instability, and low back pain.<sup>§</sup> In addition, hip strength

has been associated with the assessment or progression of various neuromuscular and/or orthopaedic conditions, such as osteoarthritis, postpartum posterior pelvic pain, muscular dystrophy, cerebral palsy, hip fracture, and fall risk in the elderly.<sup>6,19,25,29,30,35,37</sup>

Currently, the evaluation of strength using computerized isokinetic dynamometry is considered the gold standard for

<sup>\*</sup>References 1, 2, 4, 10, 15, 17, 24, 27, 36.

From the \*University of Vermont College of Medicine, Burlington, Vermont, and the †University of North Carolina at Greensboro, Greensboro, North Carolina

<sup>‡</sup>Address correspondence to Bruce Beynnon, PhD, Musculoskeletal Research Center, University of Vermont, Stafford Hall, Fourth Floor, 95 Carrigan Drive, Burlington, VT 05045 (e-mail: bruce.beynnon@uvm.edu).

DOL: 10.1177/1941738112459486

© 2012 The Author(s)

the assessment of strength of the muscles about the hip.<sup>33</sup> Isokinetic devices, however, are expensive, immobile, and time intensive (ie, requiring individualized setup and testing protocols for each motion tested), and they involve substantial examiner training and practice to become proficient in their use. These issues are particularly problematic when evaluating strength of the muscles about the hip in the setting of prognostic studies and/or during preseason risk factor screening sessions that require time-efficient evaluation of a large number of subjects.

In the clinical setting, functional muscular strength is traditionally evaluated on a 5-point grading scale with the use of manual muscle testing (MMT). This technique involves a subjective assessment of the strength of an involved limb compared to its contralateral limb.<sup>18</sup> The reliability of subjective MMT with larger muscle groups, such as those that span the hip, has been shown to be problematic in healthy individuals.<sup>12,14,22,31</sup>

A more efficient means by which a clinician may quantify a patient's muscular strength can be accomplished through isometric testing using a handheld dynamometer. These commercially available devices are appealing to clinicians and scientists alike, as they are relatively inexpensive and portable and do not require substantial examiner training for their use. Their intra- and interexaminer reliability, however, is reported to be quite variable and is largely dependent on the physical strength of the examiner (especially when the subject is able to produce greater amounts of force than what the examiner can physically resist).<sup>23,32,34,40</sup> Moreover, isometric testing is often limited to the evaluation of force at the point of load applications, rather than the torque developed about the joint under examination. The latter is more desirable and clinically relevant when evaluating strength of hip musculature in individuals with varying lever arm lengths, and it allows more appropriate comparisons of strength between individuals of different statures while not being dependent on placement of the resistive device on the limb relative to the joint's center of rotation. Furthermore, there does not appear to be a single agreed-on position in which to test hip muscle strength.

The aforementioned limitations of isokinetic and isometric strength testing have led to the utilization of stabilized dynamometry to evaluate hip strength. Stabilized dynamometry is a strength-testing technique that "fixes" or "stabilizes" a force measurement device (commonly a load sensor or a commercially available handheld dynamometer) with the use of a custom-made stabilization cage, thereby removing any confounding variables that could be introduced by the examiner (eg, strength, stabilization technique, and orientation of the sensor relative to the position of the limb). Previous studies examining stabilized dynamometer systems have demonstrated reliable strength measurements of various hip motions assessed with subjects in different testing positions.<sup>35,11,20,26,32,39</sup> Unfortunately, the majority of studies investigating the reliability of these systems for the evaluation of hip strength generally examine only 1 to 2 primary muscle

groups of the hip (making subsequent agonist:antagonist ratio evaluations challenging), often using different testing positions for each hip motion tested (ie, prone extension and side-lying abduction).

For optimal efficiency and accuracy across diverse populations, assessment of hip strength in all anatomic planes would ideally be performed with subjects in a supine testing position. Hip strength testing in this position allows for adequate stabilization of the pelvic girdle, decreases ancillary motions about limb segments not involved with the evaluation, provides standardization of body position, aids in subject comfort (ie, assessment of bilateral side-lying hip abduction may be difficult for some subjects following acute knee trauma), and mitigates the effects of gravity on weaker hip muscle groups (abduction/adduction). Testing in supine position exclusively also allows for testing of one or both hips in multiple anatomic planes without the need to reposition the subject between different strength tests (thus standardizing limb positions for the assessment of agonist:antagonist strength ratios).

To our knowledge, no previous investigations have evaluated the reliability of isometric torque measurements obtained via stabilized dynamometry in a healthy, athletic population using a single testing position that allows for strength assessment in multiple anatomic planes. Consequently, the purpose of this investigation was to design and develop a device that can be used to measure strength about the hip with subjects in a supine position—specifically in active athletes with strong hip musculature—and then evaluate its inter- and intrarater reliability.

## METHODS

An isometric muscle strength-testing device was developed that could be attached to a standard treatment table (found in most clinical settings) using supplies readily available at hardware and medical supply stores. A custom stabilization cage was fashioned and interfaced with a load sensor (Chatillon SLC-1000) and digital force gauge (Chatillon DFS-R, AMETEK TCI, Largo, Florida) in a manner that enabled the evaluation of hip strength with the subject in a supine position for all hip motions tested (Figures 1 and 2). The device allowed hip abduction/adduction position to be adjusted from 0° to 45°, and hip flexion/extension from 0° to 45° prior to testing. When the desired testing position was achieved, the device was locked in place, holding the limb in a fixed orientation. For the purpose of calculating torque, a standard clinical cloth measuring tape was used to measure the moment arm from the most prominent aspect of the ipsilateral anterior superior iliac spine (ASIS) to the center of the load cell-leg interface. The moment arm was multiplied by the maximal force produced by the subject during each testing repetition yielding the maximal torque generated about the hip joint. Stabilization of the subject's pelvis was accomplished by firmly securing a wide strap that was centered over the subject's bilateral ASIS to a stabilization platform secured to

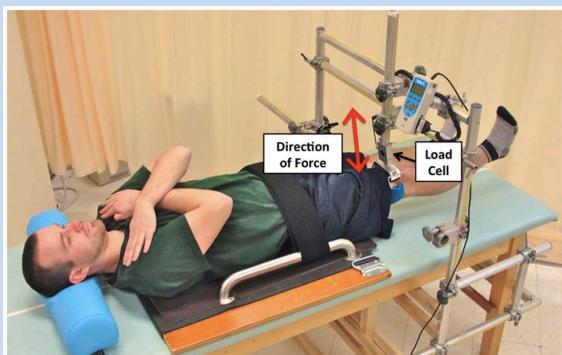


Figure 1. Supine isometric hip flexion/extension test position.

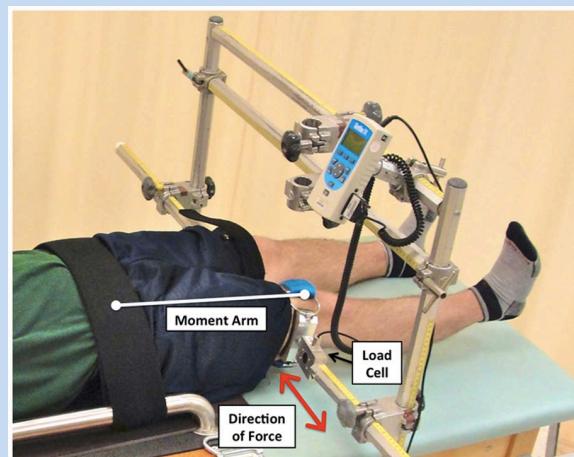


Figure 2. Hip abduction/adduction test position.

the table (Figure 1). The stabilization platform afforded the ability to adjust the proximal and distal position of the platform on the table to accommodate individuals of differing heights. The subject's arms were crossed over the chest throughout the testing protocol.

A blinded, randomized, repeated-measures study design approved by our institutional review board was employed to evaluate maximal isometric hip flexion, extension, abduction, and adduction torques in 19 athletes (10 men, 9 women) between 19 and 31 years of age. Entry criteria included the following: current participation in NCAA Division I or professional-level ice hockey; no previous lower extremity injury or substantial alteration of training status within 4 months of enrollment; no evidence of delayed-onset muscle soreness-related pain, stiffness, or decreased range of motion of the trunk or lower extremity musculature; and good overall health with no underlying medically diagnosed pathologies or conditions. Healthy, high-level ice hockey athletes were selected to provide a relatively homogeneous study sample group and so allowed for the development of a testing protocol that is robust to large torque production (as may be encountered in athletic injury screenings).

Following enrollment and acquisition of written informed consent to participate in the study, subjects reported to our research laboratory for testing. Positioning of each subject within the testing device was standardized in the following manner: Subjects were placed supine and centered on the testing table. For hip abduction/adduction testing, both hips were positioned in 15° abduction from the centerline of the body through use of a telescoping long arm-goniometer (Lafayette Instrument Company, Lafayette, Indiana) using the subject's umbilicus as a reference point. For flexion/extension tests, hips were positioned in 10° abduction and 10° flexion. Flexion angle position was established with the use of a digital inclinometer (M-D Building Products, Oklahoma City, Oklahoma). Subjects were instructed to keep their knees fully extended and toes pointed up toward the ceiling to minimize hip rotation during all trials. During abduction/

adduction testing, the load sensor interface (utilized on the test limb) and an identical "support" (attached to the contralateral limb) were strapped to the distal aspect of the subject's thighs approximately 8 cm proximal to the superior pole of the patella and oriented perpendicular to the long axis of the femur. To prevent the potential bias that may have been produced by a leg dominance effect, the limb testing order was determined with a random-number generator and assigned to each subject number prior to enrollment of any participants. All subjects received standardized instructions regarding the execution of each motion tested prior to the onset of testing for that motion. Following appropriate positioning within the device, subjects performed a series of 3 submaximal practice repetitions (at 25%, 50%, and 75% of their perceived maximal effort) with 30 seconds of rest between repetitions. After completion of practice repetitions and a 1-minute rest period, 3 maximal test repetitions were performed with 30 seconds rest between efforts. Each abduction and adduction effort was measured in consecutive order (abduction effort, 30 seconds rest, adduction effort, 30 seconds rest, repeat). Flexion and extension torque were measured in a similar fashion. Each effort was performed for 5 seconds with increasing effort over the first 3 seconds. Subjects were instructed to produce a "ramping up" effort to create maximal force production and prevent impulsive loading (and the potential for artificially inflated measures). The maximal level of effort was provided over the remaining 2 seconds of each effort, and the peak force output was recorded. Additional maximal trials were added if one or more of the repetitions were not performed correctly. Strong verbal encouragement was provided to all subjects during testing bouts using consistent words and phrases. The highest "peak" force value generated during the 3 maximal test repetitions was used for the calculation of torque for each hip motion tested.

Isometric hip strength testing was performed on all subjects at 3 time intervals (baseline, 1 week, and 3 weeks) by 2 trained

Table 1. Subjects' anthropometric information: Mean  $\pm$  SD.

Subjects	n	Age, y	Height, cm	Weight, kg	Body Mass Index
Females	9	20 $\pm$ 0.71	166.83 $\pm$ 5.47	65.9 $\pm$ 3.62	23.72 $\pm$ 1.66
Males	10	23.1 $\pm$ 3.11	178.37 $\pm$ 10.08	85.53 $\pm$ 10.78	26.17 $\pm$ 1.52

Table 2. Percentage of variability due to different sources.

Motion <sup>a</sup>	Between <sup>b</sup>				
	Mean	SD	Subjects	Examiners	Sessions
<b>Flexion</b>					
Force	462.73	150.00	87.85	1.09	11.05
Torque	174.07	66.88	91.34	0.00	8.66
<b>Extension</b>					
Force	390.19	126.77	71.39	0.00	26.77
Torque	146.74	56.67	73.95	2.38	21.75
<b>Abduction</b>					
Force	404.61	115.59	84.75	2.11	13.09
Torque	155.72	51.44	91.07	0.07	8.86
<b>Adduction</b>					
Force	408.42	106.90	83.95	3.30	12.75
Torque	157.49	48.89	91.47	0.00	8.53

<sup>a</sup>Force, N; torque, Nm.<sup>b</sup>In percentages.

examiners during each test session interval. The order in which each examiner tested a subject was determined a priori by randomization. All data were collected and maintained by an independent assistant throughout the trial. Examiners were blinded to one another's results and were not provided access to the data during the 3-week test/retest interval. Reliability was evaluated by concurrently estimating intra- and interexaminer intraclass correlation coefficients (ICC) and 95% confidence intervals, using the method described by Eliasziw et al.<sup>9</sup>

## RESULTS

Descriptive data for male and female subjects are provided in Table 1. Information regarding means  $\pm$  standard deviations and variability between subjects, examiners, and repeated trials of force (N) and torque (Nm) for each measurement are provided in Table 2. Our analyses revealed that the majority of variability was attributed to "between subject" variability, which ranged from 74% to 91% for all modes of torque measurement. The between-trial variability, however, was 8% to 21%, with very little between-examiner variability, which

ranged from 0% to 2%. For most measurements, no variability was attributed to an examiner-by-subject interaction, indicating that differences between examiners were consistent across subjects. However, 1.84% and 1.95% of the variability in hip extension force and torque strength, respectively, were due to examiner-by-subject interaction.

Assessment of repeated-measures reliability of inter- and intrarater produced good to excellent results. Inter- and intrarater reliability results for force and torque measurements of each motion tested, as well as 95% confidence intervals, are presented in Table 3. Interrater reliability ICC of torque values for hip flexion and extension strength were 0.91 and 0.74, respectively. Hip abduction and adduction torque strength ICC were 0.91 and 0.92, respectively. The intrarater reliability ICC for hip flexion torque strength was 0.91, and 0.78 for hip extension torque, while abduction and adduction torque strength ICC were 0.91 and 0.92, respectively.

## DISCUSSION

We have developed a new device to measure torque generated about the hip during isometric strength testing and have

Table 3. Peak force and torque reliability estimates by examiner.<sup>a</sup>

Motion	Interexaminer		Intraexaminer	
	ICC	Lower 95% CI	ICC	Lower 95% CI
<b>Flexion</b>				
Force	0.88	0.78	0.89	0.78
Torque	0.91	0.84	0.91	0.83
<b>Extension</b>				
Force	0.71	0.54	0.73	0.51
Torque	0.74	0.56	0.78	0.59
<b>Abduction</b>				
Force	0.85	0.72	0.87	0.74
Torque	0.91	0.83	0.91	0.83
<b>Adduction</b>				
Force	0.84	0.70	0.87	0.75
Torque	0.92	0.84	0.92	0.83

<sup>a</sup>ICC, intraclass correlation coefficient; CI, confidence interval.

demonstrated that it provides reliable measurements within and between examiners. The low within-subject variability observed relative to the between-subject variability in this relatively homogeneous group indicates the utility of this hip strength protocol as a potential predictive risk factor screening tool for injury in prognostic studies.

Our inter- and intrarater reliability results are comparable with findings from studies that examined hip muscle strength in healthy individuals using stabilized dynamometry.<sup>5,11,26,28,32,39</sup> However, to our knowledge, this is the first study to quantify values of hip flexion, extension, abduction, and adduction strength concurrently during the same study using a measurement of torque while the subject was positioned in supine for all measures. Conversely, previous studies measure force of 2 or 3 hip motions in different testing positions for each motion (seated, side lying, supine, and/or prone), with the exception of the study reported by Ford-Smith et al,<sup>11</sup> who evaluated the interrater reliability of measuring hip flexion and extension in a seated position in a healthy elderly population. Only one study<sup>28</sup> quantified torque (of supine hip extension exclusively) while using a stabilized dynamometer in a subset of healthy subjects.

The interrater reliability of quantifying supine hip extension torque using a stabilized dynamometry system in a subset of healthy adults has been reported by Perry et al.<sup>28</sup> The purpose of their investigation was to establish a supine hip extension strength-testing technique that was able to distinguish among at least 4 levels of MMT grades (evaluated by 2 separate examiners), which were performed in the more traditional prone position. Although the authors did not provide specific interrater reliability results (or evaluate intrarater reliability) for their substudy of healthy subjects, they did report significant

differences of supine hip torque measured with their chain-stabilized dynamometry system (a tensiometer connected to the ceiling by a chain) and subjects graded as 4 or 5 with MMT techniques (no “healthy” subjects had less than grade 4 MMT). Their results support the clinical utility of their supine hip extension strength assessment performed with a stabilized dynamometer. The reported mean torque values for supine hip extension in their MMT grade 5 group were considerably higher (211.9 Nm) than those reported in the present study (146.7 Nm). Differences between this investigation and ours were numerous. Although not specifically stated, it can be inferred from a figure within the article that moment arm distances were calculated from the greater trochanter to the center of the resistance cuff (fastened to the ankle with knee fully extended). Our moment arm was measured from the ASIS to the center of the resistance cuff, which was placed in a standardized location on the distal aspect of the thigh. Without access to specific force and lever arm length data, it is not possible to compare torque values between healthy subjects in the prior study with those measured in our investigation. Since exact calculation of lever arm length through radiographic measures was beyond the scope of both these studies, a standardized proximal reference point needed to be established a priori. We chose the most prominent aspect of the ASIS, as we feel identification of the greater trochanter can be problematic with an athletic individual lying supine with legs extended due to the increased size of the lateral thigh musculature, as well as with other populations that present with increased adipose in the lateral hip/thigh.

The inter- and intrarater reliability of isometric supine hip abduction strength testing using a stabilization device and 3

commercially available dynamometers has been evaluated by Click Fenter et al.<sup>5</sup> Abduction strength was evaluated by 2 testers over the course of 3 days with a different dynamometer being tested on each day. The interrater ICC for each device ranged from 0.899 to 0.948, and intrarater reliability between the 3 devices ranged from 0.888 to 0.958. Limitations of this study include the lack of a torque calculation and absence of stabilization for the nontested limb. Although subjects were strapped to the table to help stabilize the pelvis and were allowed to brace themselves with their upper extremities during maximal efforts, we feel that it is important to also stabilize the contralateral lower extremity during abduction and adduction movements performed supine, as maximal force is generated via action against the opposing limb.

Widler et al<sup>39</sup> evaluated the validity and intrarater reliability of stabilized dynamometry for assessment of isometric abduction strength in 3 anatomic positions (standing, side lying, and supine). Tests were performed during 2 sessions, separated by 48 and 72 hours. To assess validity, electromyographic activity of each subject's bilateral gluteus medius muscles was measured during each unilateral strength test in each of the 3 testing positions. The rationale for assigning the most "valid" testing position, or the one demonstrating the highest construct validity, was based on the assumptions that the most valid position would be the one (1) producing the highest level of ipsilateral gluteus medius activation and lowest contralateral activation and (2) yielding the highest abduction force output. Their results demonstrated good to excellent ICC for intratester reliability for side-lying, supine, and standing testing positions (0.90, 0.83, and 0.88, respectively). Significantly higher strength and ipsilateral gluteus medius electromyographic activity and lower contralateral electromyographic activity were observed in the side-lying position, leading the authors to conclude this is the most "valid" position to use for measurement of hip abduction strength. As with the procedure described and discussed above by Click Fenter and colleagues,<sup>5</sup> during the supine hip abduction test, the contralateral limb was not stabilized as in the side-lying and standing tests (ie, the table stabilized the contralateral lower extremity during side-lying, and a wall was used as support during the standing position test). In addition, the dynamometer was aligned perpendicular to the examination table (during side lying), the support wall (during standing), or midline of the body (during supine); however, the hip was tested in 10° of abduction for each motion. Failing to align the measurement axis of the load sensor perpendicular to the long axis of the thigh may result in unaccounted load components, such as shear, and may substantially influence results. In our examination, an offset was built into each thigh support bar, which permitted perpendicular alignment of the dynamometer with the long axis of the thigh. Complete stabilization of the subject during strength testing and proper alignment of the dynamometer with the long axis of the thigh are important considerations associated with strength measurement. These parameters have a direct effect on the force that is measured and torque calculated about the hip and so affect the validity and reliability of the findings described.

Ford-Smith et al<sup>11</sup> examined the intrarater reliability of a single evaluator at measuring hip strength using a stabilized dynamometer in community-dwelling healthy older adults. In their investigation, 25 healthy older adults (aged 70-87 years) performed maximal isometric hip flexion and extension efforts on each leg while in the seated position during 2 test sessions separated by 1 week. The intrarater ICCs for right and left hip extension and flexion strength were 0.74 and 0.91, respectively. Using a seated testing position, although practical in the healthy elderly population, was not desirable in our study, as we felt that standardization of body position and firm stabilization of the pelvis and contralateral limb were more easily accomplished with subjects supine. In addition, we desired to test hip strength in positions that more closely resembled the anatomic positions in which subjects typically sustain noncontact lower extremity injuries, such as ACL sprain, which occur in a more extended lower extremity position, not 90° of hip flexion and 90° of knee flexion.<sup>13,16,21</sup>

The intrarater reliability of stabilized dynamometry for side-lying hip abduction and prone extension strength has been evaluated in healthy adults by Nadler et al.<sup>26</sup> The calculated ICCs reported for peak strength measurement intrarater reliability were excellent (0.94 for extension and 0.95 for abduction). Contrasting results were found, however, in a follow-up investigation<sup>32</sup> evaluating the inter- and intrarater reliability of side-lying hip abduction, prone hip extension, as well as seated hip extension using the same stabilized dynamometry system. In this study by Scott and colleagues,<sup>32</sup> 2 examiners compared peak isometric strength obtained with a handheld dynamometer with those obtained using their dynamometer anchoring station at 2 time points separated by 1 week. Interrater ICCs for peak isometric hip extension strength using the stabilized dynamometry system ranged from 0.56 to 0.80, abduction strength ranged from 0.69 to 0.88, and 0.84 to 0.92 for hip flexion strength. Intrarater ICCs ranged from 0.59 to 0.89 and 0.72 to 0.89, respectively, for each examiner across all strength tests when using the stabilized dynamometer. The addition of a second examiner and interrater reliability assessment (as well as a third strength test) in this study compared to the original single-examiner test-retest study performed by Nadler et al<sup>26</sup> emphasizes the variability that may be introduced when performing multiple tests in different testing positions, as well as between examiners. The method described in the present study provides efficient evaluation of peak isometric torque generated in 4 of the primary anatomic planes of the hip, and its ease of use and lack of repeated subject repositioning aid in subject comprehension and procedural standardization of all testing bouts. This is beneficial for the subject as well as for examiners. The characteristics of our testing device and procedures are likely reflected in our good to excellent inter- and intrarater reliability measures.

As shown in Table 3, our ability to obtain similar measures across 3 testing sessions over the course of 3 weeks was excellent when evaluating hip flexion, abduction, and adduction (ICC = 0.91, 0.91, and 0.92, respectively, for

inter- and intrarater reliability alike). Our assessment of hip extension torque reliability, however, was lower ( $ICC = 0.74$  for interrater and  $0.78$  for intrarater). The reason that this measurement was more variable than our other assessments is likely multifactorial. Subjects were instructed to maintain an extended knee position during each testing bout. To perform maximal hip extension with the knee also extended requires contraction of the quadriceps (for knee extension) as well as the gluteus maximus and biceps femoris (for hip extension). This may have caused some degree of reciprocal inhibition<sup>7,8</sup> between antagonistic muscle groups or at least varying degrees of inhibition between sessions depending on how much effort was utilized to maintain knee extension during each session. Also, stabilization of the distal thigh requires strapping of the load cell interface around substantial soft tissue. When designing our stabilization system, we wanted to apply resistance to all isometric forces above the knee, thus allowing easier use for future case-control studies that evaluate muscle strength after injury to the knee or ankle has occurred, as well as aiding in the clinical utility of the device during orthopaedic assessment or rehabilitation. Depending on how firmly straps are secured around the soft tissues surrounding the distal thigh, more or less hip extension movement will undoubtedly occur. As noted by Waters et al,<sup>38</sup> hip extension strength is highly dependent on hip flexion angle and hamstring length, especially as the hip joint is moved into full extension. Although considerable care was taken to standardize all testing procedures and minimize unwanted limb movements during evaluation, it is certainly possible that thigh position may have varied due to soft tissue deformation during hip extension efforts.

Torque measurement reliability ICCs in our examination were better than the values calculated for corresponding force measurement reliability (Table 3). We feel this demonstrates the need to calculate torque values when assessing isometric muscular strength using a stabilized dynamometer. Evaluating torque allows strength values to be more appropriately compared between individuals of different statures and limb lengths, which is important when performing prognostic, diagnostic, and treatment studies. In addition, the evaluation of torque also removes a large amount of variability that may be introduced by dynamometer placement. Very subtle changes in placement of the dynamometer proximally or distally relative to the long axis of the limb segment will produce different force values secondary to the mechanical advantage created by the lever arm. However, accounting for lever arm length allows the dynamometer to be placed on the limb in different locations while yielding similar torque values.

In light of the investigations discussed above, the findings of this study have numerous implications for utilization in research- and clinic-based settings. We found that evaluation of hip flexion/extension and abduction/adduction strength with subjects tested in a supine position with the use of a stabilized dynamometer system provides efficient and reliable measurements (an important concern for prospective study

designs that may require the screening of large groups of subjects to determine the risk factors associated with injury to the hip and lower extremity). This measurement system is particularly useful when subjects are unable to be positioned comfortably in side-lying and prone positions following injury to the contralateral limb, as may be required by case-control study designs. In addition, this system may be promising for use in clinical settings when evaluating orthopaedic patients. The measurement of a moment arm to calculate hip internal and external rotation torque was beyond the scope of this project. Recommendations for future research in this area include the incorporation of a torque sensor in the device and a foot plate attachment that can be used to measure supine hip internal and external rotation torque, as well as evaluation in additional study populations and settings.

## REFERENCES

- Baker RL, Souza RB, Fredericson M. Iliotibial band syndrome: soft tissue and biomechanical factors in evaluation and treatment. *PM R.* 2011;3(6):550-561.
- Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals with and without patellofemoral pain. *J Athl Train.* 2009;44(1):7-13.
- Brinkmann JR. Comparison of a hand-held and fixed dynamometer in measuring strength of patients with neuromuscular disease. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(2):100-104.
- Bullock-Saxton JE. Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. *Phys Ther.* 1994;74(1):17-28.
- Click Fenter P, Bellew JW, Pitts TA, Kay RE. Reliability of stabilised commercial dynamometers for measuring hip abduction strength: a pilot study. *Br J Sports Med.* 2003;37(4):331-334.
- Dekker J, van Dijk GM, Veenhof C. Risk factors for functional decline in osteoarthritis of the hip or knee. *Curr Opin Rheumatol.* 2009;21(5):520-524.
- Eccles JC, Fatt P, Landgren S. Central pathway for direct inhibitory action of impulses in largest afferent nerve fibres to muscle. *J Neurophysiol.* 1956;19(1):75-98.
- Eccles RM, Lundberg A. Integrative pattern of Ia synaptic actions on motoneurones of hip and knee muscles. *J Physiol.* 1958;144(2):271-298.
- Eliasziw M, Young SL, Woodbury MG, Fryday-Field K. Statistical methodology for the concurrent assessment of interrater and intrarater reliability: using goniometric measurements as an example. *Phys Ther.* 1994;74(8):777-788.
- Emery CA, Maitland ME, Meeuwisse WH. Test-retest reliability of isokinetic hip adductor and flexor muscle strength. *Clin J Sport Med.* 1999;9(2):79-85.
- Ford-Smith CD, Wyman JF, Elswick RK Jr, Fernandez T. Reliability of stationary dynamometer muscle strength testing in community-dwelling older adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(8):1128-1132.
- Frese E, Brown M, Norton BJ. Clinical reliability of manual muscle testing: middle trapezius and gluteus medius muscles. *Phys Ther.* 1987;67(7):1072-1076.
- Haschemi J, Breighner R, Chandrashekhar N, et al. Hip extension, knee flexion paradox: a new mechanism for non-contact ACL injury. *J Biomech.* 2011;44(4):577-585.
- Hayes KW, Falconer J. Reliability of hand-held dynamometry and its relationship with manual muscle testing in patients with osteoarthritis in the knee. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1992;16(3):145-149.
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005;33(4):492-501.
- Homyk A, Orsi A, Wilby S, Yang N, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK. Failure locus of the anterior cruciate ligament: 3D finite element analysis. *Comput Methods Biomed Engin.* 2012;15(8):865-74.
- Hrysomallis C. Hip adductors' strength, flexibility, and injury risk. *J Strength Cond Res.* 2009;23(5):1514-1517.
- Kendall FP. *Muscles: Testing and Function With Posture and Pain.* 5th ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.

19. Korpelainen R, Keinanen-Kiukaanniemi S, Nieminen P, Heikkinen J, Vaananen K, Korpelainen J. Long-term outcomes of exercise: follow-up of a randomized trial in older women with osteopenia. *Arch Intern Med.* 2010;170(17):1548-1556.
20. Krause DA, Schlagel SJ, Stember BM, Zoetewij JE, Hollman JH. Influence of lever arm and stabilization on measures of hip abduction and adduction torque obtained by hand-held dynamometry. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(1):37-42.
21. Krosshaug T, Slaaterbeck JR, Engebretsen L, Bahr R. Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: three-dimensional motion reconstruction from video sequences. *Scand J Med Sci Sports.* 2007;17(5):508-519.
22. Lawson A, Calderon L. Interexaminer agreement for applied kinesiology manual muscle testing. *Percept Mot Skills.* 1997;84(2):539-546.
23. Lu TW, Hsu HC, Chang LY, Chen HL. Enhancing the examiner's resisting force improves the reliability of manual muscle strength measurements: comparison of a new device with hand-held dynamometry. *J Rehabil Med.* 2007;39(9):679-684.
24. Malliaras P, Hogan A, Nawrocki A, Crossley K, Schache A. Hip flexibility and strength measures: reliability and association with athletic groin pain. *Br J Sports Med.* 2009;43(10):739-744.
25. Mens JM, Vleeming A, Snijders CJ, Ronchetti I, Stam HJ. Reliability and validity of hip adduction strength to measure disease severity in posterior pelvic pain since pregnancy. *Spine (Phila Pa 1976).* 2002;27(15):1674-1679.
26. Nadler SF, DePrince ML, Hauesien N, Malanga GA, Stitik TP, Price E. Portable dynamometer anchoring station for measuring strength of the hip extensors and abductors. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(8):1072-1076.
27. Nadler SF, Malanga GA, Feinberg JH, Prybicien M, Stitik TP, DePrince M. Relationship between hip muscle imbalance and occurrence of low back pain in collegiate athletes: a prospective study. *Am J Phys Med Rehabil.* 2001;80(8):572-577.
28. Perry J, Weiss WB, Burnfield JM, Gronley JK. The supine hip extensor manual muscle test: a reliability and validity study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(8):1345-1350.
29. Pizzigalli L, Filippini A, Ahmadi S, Jullien H, Rainoldi A. Prevention of falling risk in elderly people: the relevance of muscular strength and symmetry of lower limbs in postural stability. *J Strength Cond Res.* 2011;25(2):567-574.
30. Roy MA, Doherty TJ. Reliability of hand-held dynamometry in assessment of knee extensor strength after hip fracture. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004;83(11):813-818.
31. Schmitt WH Jr, Cuthbert SC. Common errors and clinical guidelines for manual muscle testing: "the arm test" and other inaccurate procedures. *Chiropr Osteopat.* 2008;16:16.
32. Scott DA, Bond EQ, Sisto SA, Nadler SF. The intra- and interrater reliability of hip muscle strength assessments using a handheld versus a portable dynamometer anchoring station. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(4):598-603.
33. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: a systematic review. *PM R.* 2011;3(5):472-479.
34. Stratford PW, Balsor BE. A comparison of make and break tests using a hand-held dynamometer and the Kin-Com. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(1):28-32.
35. Stuberg WA, Metcalf WK. Reliability of quantitative muscle testing in healthy children and in children with Duchenne muscular dystrophy using a hand-held dynamometer. *Phys Ther.* 1988;68(6):977-982.
36. Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, McHugh MP. The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. *Am J Sports Med.* 2001;29(2):124-128.
37. van der Linden ML, Aitchison AM, Hazlewood ME, Hillman SJ, Robb JE. Test-retest repeatability of gluteus maximus strength testing using a fixed digital dynamometer in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(12):2058-2063.
38. Waters RL, Perry J, McDaniels JM, House K. The relative strength of the hamstrings during hip extension. *J Bone Joint Surg Am.* 1974;56(8):1592-1597.
39. Widder KS, Glatthorn JF, Bizzini M, et al. Assessment of hip abductor muscle strength: a validity and reliability study. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(11):2666-2672.
40. Wikholm JB, Bohannon RW. Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;13(4):191-198.

For reprints and permission queries, please visit SAGE's Web site at <http://www.sagepub.com/journalsPermissions.nav>.