

ISSN: 1809-2950

# FISIOTERAPIA e PESQUISA

---

Revista do Curso de Fisioterapia da Faculdade  
de Medicina da Universidade de São Paulo

Volume 13 número 2

Maio-Agosto 2006

# Fisioterapia e Pesquisa

continuação da *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo*

Publicação quadrimestral do Curso de Fisioterapia da Faculdade de Medicina da USP

*Fisioterapia e Pesquisa* visa disseminar conhecimento científico rigoroso de modo a subsidiar tanto a docência e pesquisa na área quanto a fisioterapia clínica. Publica, além de artigos de pesquisa originais, revisões de literatura, relatos de caso/s, bem como cartas ao Editor.

INDEXADA EM: LILACS – Latin American and Caribbean Health Sciences; LATINDEX – Sistema Regional de Información en Línea para Revistas Científicas de Américas; e CINAHL – Cumulative Index to Nursing and Allied Health Literature.

Tiragem: 1.000 exemplares

## EDITORA CHEFE

Profa. Dra. Amélia Pasqual Marques

## EDITORAS ASSOCIADAS

Profa. Dra. Isabel de Camargo Neves Sacco  
Profa. Dra. Sílvia Maria Amado João

## CONSELHO CONSULTIVO (FOFITO/FM/USP)

Prof. Dr. Carlos Roberto R. de Carvalho  
Profa. Ms. Carolina Fu  
Profa. Dra. Celisa Tiemi N. Sera  
Prof. Dr. Celso Ricardo F. de Carvalho  
Profa. Dra. Clarice Tanaka  
Profa. Dra. Fátima Aparecida Caromano  
Profa. Dra. Raquel Aparecida Casarotto  
Profa. Dra. Maria Elisa Pimentel Piemonte

## SECRETARIA

Patrícia Jundi Penha

## EDIÇÃO DE TEXTO

Tina Amado

## NORMALIZAÇÃO BIBLIOGRÁFICA

Serviço de Biblioteca e Documentação da FMUSP  
e-mail: [sbd@biblioteca.fm.usp.br](mailto:sbd@biblioteca.fm.usp.br)

## PROJETO GRÁFICO

Alba A.G. Cerdeira Rodrigues

## DIAGRAMAÇÃO

Daniel Carvalho

## IMPRESSÃO

Gráfica UNINOVE

Curso de Fisioterapia  
Departamento de Fisioterapia,  
Fonoaudiologia e Terapia Ocupacional –  
FOFITO/FM/USP  
R. Cipotânea 51 Cidade Universitária  
05360-160 São Paulo SP  
e-mail: [revfisio@edu.usp.br](mailto:revfisio@edu.usp.br)  
<http://medicina.fm.usp.br/fofito/fisio/revista.php>

## CORPO EDITORIAL

Alberto Carlos Amadio EEFÉ/ USP  
Antonio Fernando Brunetto DFisio/ UEL  
Armèle Dornelas de Andrade DFisio/ UFPe  
Augusto Cesinando de Carvalho DFisio/ UNESP  
Pres.Prudente  
Carmen Silvia Benevides Fellippa CCS/ UFSM  
Cláudia R. Furquim de Andrade FM/ USP  
Débora Bevilaqua Grossi FM Ribeirão Preto/ USP  
Dirceu Costa FACIS/ UNIMEP  
Gil Lúcio Almeida DFisio/ UNAERP  
Helenice Jane Cote Gil Coury DFisio / UFScar  
João Carlos Ferrari Corrêa DCS/UNINOVE  
José Rubens Rebelatto DFisio/ UFScar  
Marcos Duarte EEFÉ/ USP  
Maria Ignêz Zanetti Feltrim INCOR /FMUSP  
Neide Maria Lucena DFisio/ UFPB  
Oswaldo Crivello Junior FO/ USP  
Patricia Castelucci ICB/ USP  
Fátima Correa Oliver TO/ FMUSP  
Rinaldo Roberto de J. Guirro FACIS/ UNIMEP  
Rosângela Corrêa Dias EEFETO/ UFMG  
Sérgio L. Domingues Cravo DFisiolog/ UNIFESP  
Sérgio Teixeira da Fonseca EEFETO/ UFMG  
Simone Dal Corso DCS/ UNINOVE  
Tânia de Fátima Salvini DFisio/ UFScar  
Vera Maria Rocha CCS/ UFRN

## APOIO COLABORADORAS

Logos FMUSP, SIBI, CREFITO, Uninove

‘legendas”:

## INSTITUIÇÕES

Logo FM-RP

0*	Editorial <i>Editorial</i>	5
<b>Pesquisa original</b> <i>Original research</i>		
1	Avaliação da mobilidade torácica em crianças saudáveis do sexo masculino pela medição do perímetro torácico <i>Assessment of healthy male children chest mobility by measuring the thoracic perimeter</i> Karen Muriel Simon, Marta Fioravanti Carpes	6
2	Propriedades da poliuretana derivada do óleo da mamona associada a fios de poliéster para uso em implante de tendões flexores da mão <i>Properties of castor-oil derived polyurethane associated to polyester threads in view of its use as hand flexor tendon implants</i> Marisa de Cássia R. Fonseca, Nilton Mazzer, Cláudio Henrique Barbieri, Gilberto Orivaldo Chierice, Valéria M. Carril Elui	13
3	Confiabilidade da medição do ângulo quadríptal <i>Q angle measurement reliability</i> Ana Carulina G. Belchior, Juliano Coelho Arakaki, Augusto Ken Sakihama, Paulo de Tarso C. de Carvalho, Filipe Abdalla Reis, Débora Bevilaqua-Grossi	23
4	Alcance manual em lactentes saudáveis: desenvolvimento linear? <i>Development of reaching in healthy infants: linearity?</i> Nelci Adriana C. F. Rocha, Fernanda P. dos Santos Silva, Eloísa Tudella	30
5	Efeitos da imobilização articular aguda nos músculos do membro posterior de ratos: análise metabólica e morfométrica <i>Effects of short-term joint immobilization in rats hindlimb muscle: metabolic and morphometrical analysis</i> João Luiz Q. Durigan, Karina Maria Cancelliero, Carolina N. Kalil Dias, Carlos Alberto da Silva, Rinaldo Roberto de J. Guirro, Maria Luiza O. Polacow	38
6	Reprodutibilidade da eletromiografia na fadiga muscular durante contração isométrica do músculo quadríceps femoral <i>Reproducibility of electromyography of muscular fatigue during isometric contraction of the quadriceps muscle</i> Fernanda Ishida Corrêa, João Carlos F. Corrêa, José Luiz Martinelli, Adriano Rodrigues de Oliveira, Cláudia Santos Oliveira	46
7	Mudanças antropométricas e habilidade motora em crianças no início da marcha independente <i>Anthropometrical changes and motor skill in infants at the onset of independent walking</i> Paula S. de Carvalho Chagas, Thiago B. de Castro Soares, Marisa Cotta Mancini, Sergio Teixeira da Fonseca, Daniela Virginia Vaz, Ana Paula B. Gontijo	53
<b>Revisão</b> <i>Review</i>		
08	Mensuração da lordose lombar em posição ortostática: revisão da literatura <i>Lumbar lordosis measurement in standing posture: a literature review</i> Helen J. Zulian Mastelari, Jefferson Rosa Cardoso, Rodrigo Luiz Carregaro	62
09	Alterações musculares em indivíduos com lesão do neurônio motor superior: uma revisão <i>Muscle alterations in individuals with upper motor neuron lesions: a review</i> Daniela Virgínia Vaz, Rachel Soares Brício, Cecília Ferreira de Aquino, Sabrina Oliveira Viana, Marisa Cotta Mancini, Sérgio Teixeira da Fonseca	71
	Instruções para autores	83
	Ficha de assinatura	86?

\* Numeração não será impressa. Corresponde à numeração dos arquivos.



**EDITORIAL**  
*EDITORIAL*

# Avaliação da mobilidade torácica em crianças saudáveis do sexo masculino pela medição do perímetro torácico

Assessment of healthy male children chest mobility by measuring the thoracic perimeter

*título condensado:* Mobilidade torácica em meninos saudáveis

Karen Muriel Simon, Marta Fioravanti Carpes<sup>1</sup>

Colaboradores<sup>2</sup>: Beatriz Vidotto Imhof, Daniel Benedet Juk, Gisele Cristina de Souza, Giselle Fernanda Quintino Beckert, Lilian Cristina Cruz, Mariane Bernardes, Rodrigo Vielmo Brocca

<sup>1</sup> Fisioterapeutas; Esp. em Fisioterapia Cardiorrespiratória; Profas. da Univali (Universidade do Vale do Itajaí, SC)

<sup>2</sup> Graduandos em Fisioterapia na Univali

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Karen Muriel Simon

R. Nakle Francisco 343 Centro

88330-000 Piçarras SC

e-mail: ksimon@univali.br

Trabalho realizado no âmbito do Programa de Iniciação Científica da Univali.

Apresentação: jul. 2004

Aceito para publicação: jul. 2005

## RESUMO

Com o crescimento, a criança revela modificações da expansibilidade do tórax. Este estudo visou verificar a mobilidade torácica em crianças saudáveis do sexo masculino com idades entre 7 e 11 anos. Foram avaliadas 91 crianças de uma escola particular em Itajaí, SC, relacionando a expansibilidade da caixa torácica, medida por cirtometria, com a idade e estatura. Os indivíduos permaneceram em sedestação, medindo-se com fita métrica o perímetro torácico nos níveis axilar, xifóide, basal e umbilical. As médias encontradas (das diferenças de expansibilidade na inspiração e expiração máxima) nos vários níveis foram: axilar,  $5,06 \pm 1,73$  cm; xifóide,  $4,93 \pm 1,80$  cm; basal,  $3,83 \pm 1,60$  cm; e umbilical,  $3,61 \pm 1,78$  cm. Foram calculados os coeficientes de correlação simples da estatura e da idade em relação às quatro médias de mobilidade. Os coeficientes obtidos mostram que a mobilidade torácica se altera com o crescimento. A estatura é a variável que mais interfere na mobilidade torácica. Apesar de escassa, a literatura disponível refere valores semelhantes de cirtometria em crianças da mesma faixa etária. No entanto, essa mesma escassez não permite o estabelecimento de valores de normalidade para mobilidade torácica em meninos de 7 a 11 anos.

Descritores: Medição do perímetro torácico; Tórax/crescimento e desenvolvimento

## ABSTRACT

The growing child shows changes in thoracic expandability. This study aimed at verifying thoracic mobility in healthy male children (7 to 11 years old). Ninety-one children from a private school in Itajaí (SC, BRA) were appraised as to thoracic expandability by correlating thoracic mobility to age and height. While individuals remained sitting, thoracic perimeter was measured with a metric tape at axillary, xiphoid, basal and umbilical levels. Mean differences between maximum inspiration and expiration at the measured levels were: axillary,  $5.06 \pm 1.73$  cm; xiphoid,  $4.93 \pm 1.80$  cm; basal,  $3.83 \pm 1.60$  cm; and umbilical,  $3.61 \pm 1.78$  cm. Simple correlation coefficients were calculated for these means against height and age, and showed thoracic mobility to change according to child development. Height is what most interferes in thoracic mobility. Though scarce, available literature found similar values for thoracic mobility among children of similar age. However, this very scarcity prevents establishing normal values for 7-to-11 year olds thoracic mobility.

Key words: Thorax / growth and development; Thorax perimeter / measures

## INTRODUÇÃO

Importantes modificações anatômicas e fisiológicas ocorrem no desenvolvimento dos pulmões da criança após o nascimento<sup>1</sup>. O aumento dos diâmetros ântero-posterior e transversal da caixa torácica são as manifestações mais evidentes do crescimento e desenvolvimento do sistema cardiorrespiratório.

Inicialmente as costelas dos lactentes estão dispostas horizontalmente, não proporcionando o movimento de “alça de balde” da respiração. Com o crescimento, as costelas tornam-se oblíquas e, aos 7 anos, a configuração do tórax é cilíndrica, proporcionando melhor biomecânica torácica durante a inspiração<sup>2-4</sup>. Outras manifestações importantes observadas são aumento de tamanho dos pulmões e vias aéreas, até aproximadamente os 8 anos, e desenvolvimento dos músculos que envolvem a caixa torácica, proporcionando maior potencial de sua expansão<sup>3,4</sup>.

A caixa torácica, além da função de proteção da víscera pulmonar, é peça fundamental para a função ventilatória. Expande-se na fase inspiratória com a contração dos músculos inspiratórios e retrai-se na fase expiratória, pela ação das forças elásticas da caixa torácica e do parênquima pulmonar<sup>5-9</sup>.

Dentre os músculos inspiratórios, o diafragma é o principal. Em seu primeiro momento de contração, altera volumes no sentido crânio-caudal e, ao final da contração, aumenta o diâmetro transversal dos últimos arcos costais<sup>10,11</sup>. Auxiliando a expansão torácica, os músculos intercostais externos, junto aos músculos acessórios, numa inspiração forçada, aumentam os diâmetros ântero-posterior e transversal da caixa torácica<sup>4</sup>. Os movimentos do tórax nos diâmetros ântero-posterior e transversal são inseparáveis; o diafragma e os intercostais trabalham juntos para expandir o tórax, aumentando o volume de ar trazido para os pulmões<sup>12</sup>. A expiração tranqüila é passiva, ocasionada pelo recolhimento elástico do pulmão e parede torácica. Na expiração forçada, contraem-se os músculos abdominal e intercostal interno<sup>4,13</sup>. Essa dinâmica da caixa torácica durante inspiração e expiração, aumentando e diminuindo diâmetros torácicos, recebe a denominação de mobilidade torácica<sup>13,14</sup>.

A função pulmonar, como a mobilidade torácica, pode sofrer alterações com o crescimento, posição corporal, sexo, idade, estatura, raça e aparecimento de patologias respiratórias. A estatura, seguindo-se ao sexo, é a variável mais importante da função pulmonar, principalmente durante o crescimento da criança; a idade, no processo de envelhecimento, traz declínio na função pulmonar<sup>14-16</sup>.

A mobilidade torácica também depende da musculatura utilizada. Portanto, muitos são os enfoques dados à classificação dos tipos de respiração; a mais usual é a que considera a respiração costal, diafragmática ou mista<sup>14</sup>. A respiração costal caracteriza-se pelo predomínio da expansão da caixa torácica na fase inspiratória; a respiração diafragmática, pelo predomínio da expansão abdominal na fase inspiratória; e a respiração mista não apresenta predominância nítida de expansão torácica ou abdominal na fase inspiratória. Esses três tipos de respiração podem ser observados num mesmo indivíduo em momentos diferentes, como em um esforço respiratório ou durante atividade física<sup>14</sup>.

Segundo Porto<sup>17</sup>, a respiração predominante no sexo masculino é a toracoabdominal, devido à importância da musculatura diafragmática para os homens. Para Wong *et al.*<sup>18</sup>, em crianças com menos de 6 a 7 anos o movimento respiratório é principalmente abdominal ou diafragmático e, em crianças maiores, particularmente meninas, a respiração é principalmente torácica. Dutra<sup>2</sup> afirma que, do 3º ao 7º ano de vida, há combinação dos tipos abdominal e torácico e, após os 7 anos, a respiração é do tipo torácico do adulto.

São muitas as modificações do aparelho respiratório com o crescimento. Assim, o conhecimento da mobilidade torácica é relevante para a avaliação fisioterapêutica. Para vários autores, o meio mais efetivo de medição da mobilidade torácica é a cirtometria torácica dinâmica, devido a sua simplicidade e baixo custo. Nesta, utiliza-se fita métrica para mensurar os perímetros torácicos durante a inspiração e expiração máximas; a diferença entre esses valores é denominada coeficiente respiratório<sup>14,15,19,20</sup>.

Kerkoski *et al.*<sup>21</sup> verificaram a mobilidade torácica em crianças do sexo masculino na faixa de 8 a 10 anos, tendo obtido valores de cirtometria nas regiões axilar, xifóide e basal com coeficiente respiratório de, respectivamente,  $5,2 \pm 1,67$  cm,  $5,34 \pm 2,11$  cm e  $3,92 \pm 1,28$  cm. Em um estudo desenvolvido por Ferreira<sup>22</sup> com 72 crianças de 5 anos de ambos os sexos, sem alterações respiratórias, em sedestação, a média da medida axilar foi de  $3,84 \pm 1,66$  cm; a média da medida no nível mamilar foi de  $3,31 \pm 1,51$  cm; e a média das medidas no processo xifoídeo foi de  $3,11 \pm 1,40$  cm.

Carpes *et al.*<sup>23</sup> verificaram grande variabilidade nos valores da cirtometria em mulheres hígdas, em sedestação, com idades entre 20 e 22 anos, sendo 7,29cm a média para região axilar, 5,82 para região xifóide e 5,91 para região das últimas costelas. Brunetto<sup>24</sup> observou a mobilidade da caixa torácica por cirtometria em indivíduos portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica nos níveis infra-axilar, xifoídeo, basal e umbilical. Foram encontradas as seguintes médias nos pontos de referência: infra-axilar ( $3,13 \pm 1,73$  cm); xifóide ( $1,52 \pm 2,34$  cm); basal ( $3,76 \pm 2,03$  cm) e umbilical ( $2,14 \pm 2,54$  cm).

O que está escasso na literatura são valores de referência de normalidade em cirtometria para crianças brasileiras saudáveis, já que a faixa etária acima dos 7 anos é um período de grandes transformações corporais. Quando se trata de biomecânica torácica nessa faixa etária, a literatura tampouco traz definição quanto ao grau de desenvolvimento do sistema respiratório. Além disso, diferentes autores utilizam diversas medidas e posições em diferentes populações para a verificação da mobilidade torácica, não existindo uma padronização entre os autores no momento da verificação da cirtometria, tornando difícil a definição de um valor de normalidade para essa faixa etária.

Assim, o presente trabalho visa identificar a média da mobilidade torácica nas regiões axilar, xifoídea, basal e umbilical, relacionando-as com idade e estatura em crianças saudáveis do sexo masculino na faixa dos 7 aos 11 anos.

## **METODOLOGIA**

Este estudo de campo exploratório foi realizado em uma instituição de ensino particular em Itajaí (SC), no período de 1º março a 31 de maio de 2003.



Os critérios de inclusão consistiram em: ser voluntário, do sexo masculino, com idade entre 7 e 11 anos, estatura entre 1,20 m e 1,60 m e peso entre 25 e 50 Kg; não praticar atividade física sistemática em outra instituição, não apresentar qualquer patologia respiratória, ortopédica e/ou neurológica diagnosticada; os responsáveis assinaram o Termo de Consentimento livre e esclarecido. (O estudo foi aprovado – Resolução 196/96 – pela Comissão de Ética em Pesquisa da Univali.)

Foram excluídos os meninos que eram incapacitados de colaborar ou entender o procedimento, os que não compareceram, ou mesmo os que apresentaram alguma alteração diagnosticada na data em que se procedeu à coleta das medidas.

O procedimento de coleta realizou-se com a criança em sedestação, com o tórax desnudo e os membros superiores ao longo do corpo. Optou-se pela posição sentada para que se posicionassem confortavelmente. Os meninos foram ensinados a inspirar profundamente a partir de uma expiração máxima e, já com a fita métrica posicionada, solicitou-se que o ar fosse direcionado para a mesma. A inspiração máxima foi seguida por uma expiração máxima e os valores anotados. Em cada criança, o processo repetiu-se quatro vezes, tomando-se as medidas nos níveis axilar, xifóide, basal e umbilical. Foi então calculado o coeficiente respiratório (CR) dos quatro níveis.

A estatura e o peso foram verificados com os indivíduos em posição ortostática, em uma balança Bankart®, com medidas em centímetros e quilogramas, respectivamente. Os dados da cirtometria foram coletados sempre pelo mesmo examinador.

Para análise estatística dos dados foi utilizado o coeficiente de correlação de Pearson para indicar correlação simples da mobilidade torácica em função da estatura e idade. Foram considerados os limites inferiores e superiores de normalidade com 95% de grau de confiança, calculados a partir da média da estatura e peso em função da idade. Análise de variância (ANOVA) foi aplicada nos diferentes grupos de idade, relacionada à mobilidade torácica. Para todos os testes, fixou-se  $\alpha \leq 0,05$  como grau de confiança.

## RESULTADOS

Entre os 121 indivíduos inicialmente selecionados para estudo, foram excluídos 30: 26 por apresentarem patologias respiratórias e 4 por terem mais de 11 anos. Assim, foram analisados 91 indivíduos, que cumpriram todos os critérios de inclusão previamente definidos.

A média de idade foi de  $8,96 \pm 1,32$  anos, a média de estatura foi de  $1,37 \pm 0,08$  m e o peso médio foi de  $33,23 \pm 7,07$  Kg nos indivíduos estudados.

Feita a análise de variância (ANOVA) nos diferentes grupos de idade (7, 8, 9, 10 e 11 anos) em relação à mobilidade torácica, não foi observada diferença significativa entre faixas etárias para ambas as variáveis analisadas, agrupando-se então as crianças independente da faixa etária.

As médias do CR para os quatro níveis medidos foram: axilar,  $5,06 \pm 1,73$  cm; xifóide,  $4,93 \pm 1,80$  cm; basal,  $3,83 \pm 1,60$  cm; e umbilical,  $3,61 \pm 1,78$  cm. Foi efetuada regressão linear simples para os valores da cirtometria nos diferentes níveis, associados à estatura e à idade, como mostram os Gráficos 1 a 5.

- Gráfico 1 Mobilidade torácica axilar em função da idade  
Gráfico 2 Mobilidade torácica xifóidea em função da idade  
Gráfico 3 Mobilidade torácica umbilical em função da idade  
Gráfico 4 Mobilidade torácica xifóidea em função da estatura  
Gráfico 5 Mobilidade torácica umbilical em função da estatura

## DISCUSSÃO

Observou-se uma correlação positiva da mobilidade torácica nas diferentes regiões, quando associada à estatura e idade na amostra de meninos de 7 a 11 anos. Os valores obtidos para os coeficientes de correlação simples da mobilidade torácica axilar relacionada à estatura e idade são, respectivamente,  $r=0,823$  e  $r=0,786$  (Gráfico 1); para a mobilidade torácica xifóide,  $r=0,908$ ,  $r=0,898$  (Gráficos 2 e 4); para mobilidade torácica basal,  $r=0,733$ ,  $r=0,781$ ; e, para mobilidade torácica umbilical,  $r=0,608$  e  $r=0,613$  (Gráficos 3 e 5). Esses valores confirmam a influência da estatura e da idade na função pulmonar.

A equação de regressão simples da mobilidade torácica nas regiões axilar e xifóidea mostrou um coeficiente de correlação maior para a variável estatura, quando comparada à idade. A estatura é a variável mais importante da função pulmonar, principalmente durante o crescimento da criança<sup>16</sup>.

O valor médio do coeficiente respiratório axilar foi mais elevado ( $5,06 \pm 1,73$  cm) quando comparado aos valores das medidas no perímetro xifóideo ( $4,93 \pm 1,80$  cm), basal ( $3,83 \pm 1,60$  cm) e umbilical ( $3,61 \pm 1,78$  cm). A cirtometria axilar, neste estudo, apresentou valor maior que os demais. Assim, sugere-se que, nesta amostra, ocorreu maior utilização dos músculos intercostais externos na região costal superior durante a medição da expansibilidade torácica com a fita métrica, já que os participantes eram treinados a direcionar o ar com força muscular máxima. Ferreira<sup>22</sup> afirma que quanto maior a expansibilidade torácica, maior é a força muscular. A mobilidade torácica foi maior na região axilar, caracterizando uma respiração costal que, segundo Costa<sup>14</sup>, corresponde ao predomínio da expansão da caixa torácica na fase inspiratória.

Foi percebida certa dificuldade para a contração do diafragma durante a coleta. No momento da mensuração na região basal e umbilical, os participantes realizavam uma protusão abdominal, não fazendo o movimento respiratório normal. Foi observada, também, grande variabilidade nos resultados dos valores médios das medidas nas regiões basal e umbilical.

A mobilidade torácica na região umbilical está relacionada ao trabalho do músculo diafragma. Segundo alguns autores, na primeira fase de contração do diafragma ocorre protusão abdominal; assim, indiretamente, na cirtometria umbilical, estaremos avaliando a mecânica do diafragma quanto ao direcionamento de ar e à força muscular das regiões inferiores do sistema respiratório<sup>6,10</sup>. Tanto a mobilidade umbilical quanto a basal refletem a ação muscular principalmente do diafragma; a busca dos valores para as duas regiões é essencial para a verificação da mobilidade torácica, pois uma medida completa a outra.

Assim, supõe-se que, nessa faixa etária, os meninos não conseguem completo domínio do músculo, quando solicitada a inspiração. Essa constatação contraria o achado de Porto<sup>17</sup>, de que predomina no sexo masculino a utilização da musculatura diafragmática na respiração toracoabdominal.

Os valores médios da cirtometria nas regiões axilar, xifóidea e basal aqui encontrados são semelhantes aos de Kerkoski *et al.*<sup>21</sup>, que estudaram meninos em faixa etária equivalente. No entanto, quando se comparam estes resultados com os de Ferreira<sup>22</sup>, que estudou crianças de 5 anos, observa-se que o presente estudo encontrou mobilidade torácica maior; isso deve-se provavelmente à idade (e conseqüentemente estatura) mais elevada de nossa amostra, lembrando que esta tem forte correlação com a mobilidade torácica. De forma semelhante, Carpes *et al.*<sup>23</sup> encontraram valores médios para mobilidade torácica em mulheres com idades entre 20 e 22 anos superiores aos encontrados neste estudo, mostrando maior mobilidade torácica em indivíduos adultos. Para as populações de faixa etária maior, a mobilidade encontrada foi maior nas diferentes medidas. Segundo Dutra e Pernetta<sup>2</sup>, Murahovski<sup>25</sup> e Wong<sup>18</sup>, o valor médio da cirtometria em adultos é maior, pois a estrutura torácica sofre modificações com o crescimento.

Para Brunetto<sup>24</sup>, foram os seguintes os valores encontrados em indivíduos portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica nas diversas regiões: infra-axilar,  $3,13 \pm 1,73$  cm, xifóide,  $1,52 \pm 2,34$  cm; basal,  $3,76 \pm 2,03$  cm; e umbilical,  $2,14 \pm 2,54$  cm. Esses valores são relativamente inferiores aos observados neste estudo, o que se explica pois, de acordo com Costa<sup>14</sup> e Carvalho<sup>15</sup>, a mobilidade torácica pode sofrer alterações com o aparecimento de patologias respiratórias.

Segundo Nelson e Behrman<sup>26</sup>, à medida que a criança cresce, a caixa torácica se desenvolve. Na amostra deste estudo, a cirtometria na região axilar aumenta 0,84 cm em relação a cada 10 centímetros de estatura que se cresce. A cirtometria na região xifóidea aumenta 0,68 cm a cada 10 centímetros de estatura (Gráfico 4); na região basal, aumenta 0,57 cm a cada 10 centímetros de estatura; e, na região umbilical, aumenta 0,57 cm a cada 10 centímetros que se cresce (Gráfico 5).

## CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, conclui-se que há estreita relação entre mobilidade torácica e as variáveis estatura e idade, tornando a mensuração da mobilidade torácica um instrumento importante para avaliação indireta da função pulmonar em crianças. A estatura foi a variável que mais influenciou o ganho de mobilidade torácica. Os resultados também sugerem que o padrão respiratório nessa faixa etária seja predominantemente apical, pela falta de controle do músculo diafragma.

No entanto, devido à escassez de estudos sobre o tema em crianças, não é possível afirmar que as médias da cirtometria aqui encontradas para as diferentes regiões torácicas sejam valores de normalidade para essa faixa etária.

## REFERÊNCIAS

- 1 Burns YR, Macdonald J. Fisioterapia e crescimento na infância. São Paulo: Santos; 1999.

- 2 Dutra AM, Pernetta C. Semiologia pediátrica. 5a.ed. São Paulo: Guanabara Koogan; 1995.
- 3 Smith LK. Cinesiologia clínica de Brunnstrom. 5a. ed. São Paulo: Manole; 2000.
- 4 Pryor J, Webber B. Fisioterapia para problemas respiratórios e cardíacos. 2a.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.
- 5 Fishman AP. Diagnóstico das doenças pulmonares. 2a.ed. São Paulo: Manole; 1992.
- 6 Souchard P. Respiração. 2a.ed. São Paulo: Summus; 1989.
- 7 Snell RS. Anatomia clínica para estudantes de medicina. 5a.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999.
- 8 Thomson AM, Piercy J, Skinner A. Fisioterapia de Tidy. 2a.ed. São Paulo: Santos; 1994.
- 9 West JB. Fisiologia respiratória moderna. 6a.ed. São Paulo: Manole; 2002.
- 10 Bethlem N, Garcia A. Pneumologia. 4a.ed. São Paulo: Atheneu; 2001.
- 11 Scanlan CL, Wilkins RL, Stoller JK. Fundamentos da terapia respiratória de Egan. 7a.ed. São Paulo: Manole; 2000.
- 12 Wetzel JL. Reabilitação respiratória do paciente com lesão da medula espinhal. In: Irwin S, Tecklin JS. Fisioterapia cardiopulmonar. São Paulo: Manole; 1995. p.513-37.
- 13 Guyton AC. Tratado de fisiologia médica. 9a.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1997.
- 14 Costa D. Fisioterapia respiratória básica. São Paulo: Atheneu; 1999.
- 15 Carvalho AA, Oliveira CRA. Semiologia em reabilitação. São Paulo: Atheneu; 1994.
- 16 Pereira CAC. I Consenso brasileiro sobre espirometria. J Pneumol. 1996;22(3):105-64.
- 17 Porto CC. Exame clínico. 3a.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996.
- 18 Wong DL. Enfermagem pediátrica: elementos essenciais à intervenção efetiva. 5a.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999.
- 19 Carlson B. Normal chest excursion. Phys Ther. 1973Jan; 53(1):11-3.
- 20 Caromano FA. Estudo comparativo de duas técnicas de avaliação de mobilidade torácica em mulheres jovens e idosas saudáveis. Fisioterapia Brasil. 2003;4(5):349-52.
- 21 Kerkoski E, Mattos CC, Fernandes FS. Verificação da mobilidade torácica por meio da cirtometria e da cirtografia em alunos do Colégio de Aplicação da Univali na faixa de 8 a 10 anos. Trabalho de conclusão de curso (Graduação) Faculdade de Fisioterapia, Universidade do Vale do Itajaí. Itajaí; 2002.
- 22 Ferreira CM. Pressões respiratórias máximas em crianças de 5 anos. Trabalho de conclusão de curso (Graduação) Faculdade de Fisioterapia, Universidade Católica Dom Bosco. São Paulo; 1999. Disponível em: [http://bducdb.ucdb.br/tcc\\_geral](http://bducdb.ucdb.br/tcc_geral). [Acesso em 2003 ago 19].
- 23 Carpes MF, Porto DA, Barreta N. Mobilidade torácica em indivíduos de 20 a 22 anos do sexo feminino submetidos a exercícios na bola suíça. Trabalho de conclusão de curso (Graduação) Faculdade de Fisioterapia, Universidade do Vale do Itajaí. Itajaí; 2002.
- 24 Brunetto AF. Relação entre a mobilidade da caixa torácica e os valores espirométricos em portadores de DPOC. Congresso de Fisioterapia Cardiorespiratória. São Paulo, 2002 [ago.16-17].
- 25 Murahovski J. Pediatria, diagnóstico e tratamento. 5 ed. São Paulo: Sarvier; 1995.
- 26 Nelson WE, Behrman RE. Tratado de pediatria. 15a.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1997.

+ 4 gráficos artigo 1

# Propriedades da poliuretana derivada do óleo da mamona associada a fios de poliéster para uso em implante de tendões flexores da mão

Properties of castor-oil derived polyurethane associated to polyester threads in view of its use as hand flexor tendon implants

*título condensado:* Poliuretana com fios de poliéster para implantes de tendão

Marisa de Cássia Registro Fonseca<sup>1</sup>, Nilton Mazzer<sup>2</sup>, Cláudio Henrique Barbieri<sup>3</sup>, Gilberto Orivaldo Chierice<sup>4</sup>, Valéria Meirelles Carril Elui<sup>5</sup>

1 Fisioterapeuta; Profa. Dra. do Curso de Fisioterapia do Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor (RAL) da FMRP/USP (Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo)

2 Médico; Prof. livre docente do RAL da FMRP/USP

3 Médico; Prof. titular do RAL da FMRP/USP

4 Químico; Prof. titular do Instituto de Química Analítica da Escola de Engenharia de São Carlos/USP

5 Terapeuta ocupacional; Profa. Dra. do Curso de Terapia Ocupacional da FMRP/USP

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Marisa de Cássia R. Fonseca  
Depto. de Biomecânica, Medicina e RAL  
FMRP/USP Campus Monte Alegre  
Av. Bandeirantes 3900  
14049-900 Ribeirão Preto SP  
e-mail: marisa@fmrp.usp.br

Apresentação: jun. 2005

Aceito para publicação: jan. 2006

Versão resumida da dissertação de mestrado de M.C.R. Fonseca apresentada à FMRP/USP em 1997

## RESUMO

Com vistas a seu emprego na confecção de implantes de tendões flexores para a mão, foi realizado um estudo das propriedades mecânicas da poliuretana elastomérica derivada do óleo da mamona, associada a fios de poliéster. Corpos de prova foram recortados de placas de poliuretana, obtidas pela polimerização do polioliol Q160 com o pré-polímero FN329; um grupo de corpos de prova foi de poliuretana pura; nos demais, esta foi associada a fios de poliéster dispostos longitudinalmente em seu interior, paralelamente ou trançados, em número variando de um a sete fios, com incrementos de dois a dois. Os corpos de prova foram submetidos a ensaios de tração em máquina universal de ensaios. Foram analisados os parâmetros força de resistência à ruptura, tensão máxima, deformação, resiliência e módulo de elasticidade. Para cada grupo foram testados três corpos de prova e, dos valores obtidos para cada parâmetro individualmente, foi obtida a média para análise estatística. Os resultados demonstraram que a associação da poliuretana com os fios fez diminuir a capacidade de deformação da poliuretana pura, aumentando sua força de resistência, tensão máxima, resiliência e módulo de elasticidade, propriedades cujos valores aumentaram com o incremento do número e com o trançar dos fios, tendo sido significativo com cinco e sete fios. Concluiu-se que, na forma associada, essa poliuretana constitui um material adequado para a confecção de implantes de tendão.

Descritores: Implante de prótese/ poliuretana; Traumatismos dos tendões/ mão/ reabilitação

## ABSTRACT

In view of its use in implants of hand flexor tendons, this study evaluated the mechanical properties of elastomeric polyurethane derived from castor oil associated to polyester threads. Dumb-bell shaped specimens were cut out from polyurethane plaques obtained by polymerization of Q160 polioliol and FN329 prepolymer, either plain or combined to polyester threads inside. disposed either parallel to each other or interwoven, ranging from one to seven, and added in increments of two to two. The specimens were submitted to traction in a universal testing machine and tested for the following parameters: rupture strength, ultimate tensile strength, deformation (elongation), resilience and modulus of elasticity. Three specimens *per* group were tested and, from the values obtained for each parameter, an average was calculated for statistical analysis. Results showed that the association with polyester threads decreased the polyurethane deformation ability, while increased its rupture strength, ultimate tensile strength, resilience and modulus of elasticity. Such increase was directly proportional to the increment in the number and interweaving of threads, being statistically significant for five and seven threads. In conclusion, when combined to polyester threads, the castor oil-derived elastomeric polyurethane proved an adequate material for manufacturing of hand flexor tendon implants.

Key words: Prosthesis implantation/ castor oil; Tendon injuries; Hand/ rehabilitation

## INTRODUÇÃO

A mão é composta por ossos, ligamentos, tendões, nervos e vasos que funcionam de maneira harmônica proporcionando movimentos e funções como a preensão e a pinça digital. Os tendões são as estruturas responsáveis pela transmissão das contrações musculares ao esqueleto, produzindo movimentos articulares. Urbaniak<sup>1</sup> afirmou que os valores resultantes das forças atuantes nos tendões flexores digitais no nível do punho, sob grande resistência à flexão dos dedos, eram maiores do que 5000 gramas (5 Kg). Segundo Park<sup>2</sup>, o tendão é a estrutura que possui menor extensibilidade (9,4%) entre os tecidos não mineralizados e, no entanto, é o tecido que possui maior força de tensão (53 MPascal).

Os tendões são com freqüência sede de lesões por ferimento corto-contuso, levando à diminuição ou perda da capacidade de deslizamento, por presença de aderências cicatriciais<sup>1,3-12</sup>. Freqüentemente, lesões graves dos tendões flexores da mão não podem ser corrigidas por meio de técnicas de sutura primária, requerendo o uso de enxertos. Quando o leito tendinoso é de má qualidade, por formação de fibrose extensa local, resultante de traumatismos extensos com perda de substância ou operações prévias, é indicada a reconstrução em dois tempos. O primeiro tempo destina-se exclusivamente à reconstrução do canal digital, com a formação de pseudobainha ao redor do tendão artificial implantado ou implante passivo. Nessa fase, a reabilitação pela movimentação passiva precoce tem papel fundamental na manutenção da amplitude articular do dedo acometido, promovendo a estimulação da produção do fluido sinovial pela neobainha, responsável pela nutrição tendinosa. Para que isso seja possível, é imprescindível um implante flexível e biocompatível. No segundo tempo, geralmente após três meses, é realizado o transplante do enxerto tendinoso autólogo<sup>13-15</sup>. Nessa segunda etapa é realizada a movimentação passiva precoce controlada, baseada em diversos protocolos<sup>10,16,17</sup>, durante três a quatro semanas. Após esse período, o novo enxerto poderá ser então solicitado ativamente, com um sistema de deslizamento tendinoso viável<sup>10,18</sup>.

Vários materiais já foram utilizados para a confecção dos implantes tendinosos, mas apenas a borracha de silicone, associada ou não a fios de poliéster texturizados no seu interior, permaneceu até a atualidade para a fabricação de implantes passivos ou ativos. Os ativos têm a desvantagem de sofrerem ruptura na junção miotendínea com mais freqüência. Apesar de o silicone ser portador de várias vantagens em relação aos demais materiais já estudados, por suas características de resistência, flexibilidade e biocompatibilidade, outros materiais com a mesma maleabilidade têm sido estudados como opção mais acessível e barata, permitindo também a movimentação passiva precoce<sup>9,10,18-21</sup>.

Em 1984, um biopolímero derivado do óleo da mamona foi desenvolvido pelo grupo do Prof. Gilberto O. Chierice no Instituto de Química de São Carlos, USP<sup>22</sup>. Desde o início das pesquisas, suas características químicas e físicas apontaram para um grande potencial na aplicação como material de implante. O biopolímero pode ser preparado por diferentes formulações e consistências, variando do rígido ao elástico. Esse invento, que já tinha sido aprovado pelo Ministério da Saúde em 1999, recebeu em junho de 2003 a aprovação da Food and Drug Administration (FDA), agência do governo estadunidense responsável pela liberação de novos alimentos e

medicamentos<sup>23</sup>. Essa poliuretana apresenta características mecânicas e de biocompatibilidade comprovadas experimentalmente<sup>24-27</sup>, tendo sido testada em inúmeros estudos clínicos, inclusive sobre reconstrução do osso em casos de tumores ósseos<sup>22,28</sup>. Por outro lado, a literatura tem comprovado o uso de fios trançados ou texturizados para a fabricação de ligamentos e tendões artificiais<sup>10,14</sup>.

Com vistas à sua utilização para a confecção de espaçadores passivos e, eventualmente, de próteses ativas de tendão da mão, este trabalho teve como objetivo testar as propriedades mecânicas da poliuretana elastomérica do óleo da mamona associada a fios de poliéster no seu interior, na forma de corpos de prova desenhados segundo normas padronizadas.

## METODOLOGIA

Para a realização dos ensaios mecânicos, foi desenvolvida uma poliuretana elastomérica, com características estabelecidas pela norma ASTM 638, obtida pela polimerização do poliól A, derivado do óleo da mamona, denominado Q160, e o pré-polímero derivado de isocianatos, denominado FN329.

Foram confeccionados corpos de prova em formato de “gravata borboleta” (ou *dumb-bell*), distribuídos em nove grupos, com três amostras cada, conforme as associações feitas. Num grupo, os corpos de prova eram constituídos apenas de poliuretana elastomérica; nos oito grupos restantes, foram acrescentados fios multifilamentados de poliéster, usados em reconstrução ligamentar (Engimplan®), variando de um a sete fios, com incrementos de dois a cada grupo. As associações foram feitas com os fios trançados (FT) ou sem trançar (Fs/T) conforme o grupo e, em todos eles, os fios se situavam no centro do corpo de prova. O objetivo de sua associação foi aumentar a resistência do elastômero, funcionando como “alma” do material e simulando a estrutura interna dos tendões, em que o elastômero representa a matriz conjuntiva e os fios representam as fibras colágenas<sup>17,29-32</sup>.

Para a realização dos ensaios mecânicos de tração até a ruptura dos corpos de prova foi utilizada a máquina universal de ensaios Sintech 6 (Computerized Systems for Material Testing, MTS System Corporation, USA) inteiramente automatizada.

O método escolhido para os testes foi o de tração longitudinal, visto ser este o que oferece dados mais confiáveis para caracterização mecânica do material, segundo a Associação Brasileira de Polímeros<sup>33</sup>. A velocidade de estiramento dos ensaios para cada corpo de prova foi de 5,08 mm/minuto. A norma usada nos ensaios foi a ASTM (American Society for Testing Materials D-638), estabelecida pela ISO (Normalización de las materias plásticas en los países en desarrollo, 1969)<sup>33</sup>.

Foram analisados os seguintes parâmetros:

- 1 resistência à ruptura (carga-pico), que é a força crescente a que o material foi submetido até romper, medida em Newtons (N);
- 2 tensão máxima de ruptura, que é a tensão (força/área) máxima que o material suportou, antes de sofrer a ruptura, medida em quilo-Pascal (KPa);
- 3 deformação, que é a diferença entre o comprimento inicial e o comprimento final do corpo de prova, quando o material já deformado (no caso, alongado) se rompeu, dado em porcentagem (%);
- 4 resiliência, ou energia absorvida pelo material, que é a propriedade pela qual a energia armazenada, em um corpo deformado, é devolvida quando cessa a

tensão causadora da deformação elástica, calculada em  $J/m^3$  <sup>34</sup>. A fase elástica, em que ocorre a chamada lei de Hooke, é um parâmetro muito útil, pois é nesse período que, depois de cessada a tensão, o material tem suas características mecânicas preservadas, não havendo ainda a deformação plástica, com alterações irreversíveis de suas propriedades;

- 5 módulo de elasticidade (E), denominado "puro" para a poliuretana pura e denominado "equivalente" para o conjunto poliuretana + fios de poliéster. Esse módulo é o quociente entre a tensão de tração aplicada a um corpo e a deformação de tração que ela provoca, caracterizando o material quanto à ductilidade ou fragilidade.

Todos os dados coletados foram submetidos à análise estatística, com um intervalo de confiança de 95%, ou seja, 5% de significância, pela análise da variância (Anova, *one-way analysis of variance*) e pelo teste de Tukey-Kramer de comparações múltiplas de grupos dois a dois.

## RESULTADOS

Conforme demonstrado na Tabela 1, os menores resultados obtidos para a força de resistência à ruptura foram os dos grupos com 1 fio sem trançar (1Fs/T) e 1 fio trançado (1FT) (18 Newtons). Os maiores valores obtidos foram os dos grupos com 5 e 7 fios trançados (5FT e 7FT), respectivamente com  $82 \pm 2N$  e  $106 \pm 8N$ . A poliuretana pura (PU) suportou uma carga média de  $29 \pm 2N$  (Gráfico 1). Comparando-se os grupos com igual quantidade de fios trançados e não-trançados, observou-se diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) entre os grupos de 3, 5 e 7 fios. Não houve diferença estatística entre os grupos Poliuretana Pura (PU) e 3 fios sem trançar (3Fs/T), 3 fios trançados (3FT) e 5 fios sem trançar (5Fs/T), e 5 fios trançados (5FT) e 7 fios sem trançar (7Fs/T).

**Tabela 1** Valores médios da resistência à ruptura, tensão máxima, deformação, resiliência e módulo de elasticidade analisados nos ensaios de tração para cada grupo de corpos de prova com ou sem fio, trançado ou não

Grupos *	Resistência à ruptura (N)	Tensão máxima (KPa)	Deformação (%)	Resiliência ( $J/m^3$ )	Módulo de elasticidade (KPa)
PU	29(±2)	990,67(±75,59)	50,40(±1,30)	2220,96(±190,68)	24,38(±3,06)
1Fs/T	18(±0)	586,67(±16,74)	14,30(±0,46)	3201,68(±508,02)	52,9(±4,11)
1FT	18(±1)	615,67(±34,95)	14,27(±4,15)	3390,76(±1544,30)	47,82(±10,66)
3Fs/T	37(±0)	1238,00(±11,27)	14,50(±0,40)	7903,53(±595,44)	87,13(±0,48)
3FT	37(±23)	1612,70(±86,80)	18,77(±1,16)	11805,62(±6168,00)	87,16(±2,77)
5Fs/T	55(±1)	1869,50(±86,97)	17,40(±0,85)	14784,92 ±568,90	109,50(± 2,66)
5FT	82(±2)	2733,70(±64,86)	21,40(±0,69)	29242,93 ±214,31	128,17(±7,18)
7Fs/T	71(±5)	2419,70(±150,28)	17,93(±2,67)	19311,34 ±2792,70	137,61(±11,38)
7FT	106(±8)	3521,70(±282,77)	25,77(±0,85)	40594,87 ±3663,00	137,65(±9,43)

\* PU = poliuretana pura; Fs/T = fios sem trançar; FT = fios trançados

Nos dados referentes à tensão máxima (Gráfico 2), o grupo que apresentou menor valor foi o de 1 fio sem trançar (1Fs/T), com  $586,67 \pm 16,74 KPa$ . Já o maior valor foi o do grupo de 7 fios trançados (7FT), com  $3521,70 \pm 282,77 KPa$  (Figura 2). A tensão máxima da poliuretana pura (PU) antes da ruptura do material foi  $990,67 \pm 75,59 KPa$ , maior portanto que a do grupo de 1 fio sem trançar. Os valores não foram significantes ( $p > 0,05$ ) apenas na comparação entre os grupos PU e 3Fs/T, 1Fs/T e 1FT, 3FT e 5Fs/T, e 5FT e 7Fs/T.



*inserir Gráficos 1 e 2*

**Gráfico 1** Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a força de resistência à ruptura (N)

**Gráfico 2** Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a tensão máxima (KPa)

Com relação ao parâmetro deformação, o grupo da poliuretana pura (PU) foi o que demonstrou maior capacidade de se deformar antes de romper, com  $50,4 \pm 1,3\%$  de aumento do comprimento em relação a seu comprimento inicial, no momento da ruptura (Gráfico 3). Em todos os grupos em que a poliuretana foi associada aos fios, a deformação em geral foi menor. A menor deformação ocorreu com o grupo de 1 fio trançado (1FT),  $14,27 \pm 4,15\%$  e a maior foi a do grupo com 7 fios trançados (7FT), que chegou a  $25,77 \pm 0,85\%$ , ainda bem aquém da deformação observada para a poliuretana pura. Não houve diferença estatisticamente significativa comparando-se os grupos com 1 e 3 fios sem trançar (1Fs/T e 3Fs/T) e o restante dos grupos, trançados ou não, exceto para os grupos com 5 e 7 fios trançados (5FT e 7FT), onde houve uma diferença significativa ( $p < 0,01$  e  $p < 0,001$  respectivamente).

*inserir Gráficos 3 e 4*

**Gráfico 3** Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a deformação (%)

**Gráfico 4** Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para o módulo de elasticidade (KPa)

A resiliência foi pequena para a poliuretana pura,  $2220,96 \pm 190,68$  KPa, mas aumentou consideravelmente com o aumento na quantidade de fios, tendo sido sempre maior nos grupos de fios trançados. Os grupos PU e 1Fs/T em relação aos grupos 1FT e 3Fs/T não apresentaram valores significantes ( $p > 0,05$ ), assim como 3Fs/T e 5Fs/T, 3FT e 5Fs/T, 3FT e 7Fs/T, 5Fs/T e 7Fs/T.

Os maiores valores encontrados no módulo de elasticidade foram dos grupos de 7 fios, trançados e sem trançar, respectivamente  $137 \pm 65$  J/m<sup>3</sup> e  $137,61 \pm 11,38$  J/m<sup>3</sup>. O menor foi para a poliuretana pura,  $24,38 \pm 3,06$  J/m<sup>3</sup> (Gráfico 4). Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1Fs/T e 1FT; 3Fs/T em relação aos grupos 3FT e 5Fs/T; 5FT e os grupos 5Fs/T, 7Fs/T e 7FT; nem entre os grupos de 7 fios trançados e sem trançar.

## DISCUSSÃO

O uso de materiais para a substituição tendinosa tem sido defendido por vários autores e o silicone tem sido o mais utilizado<sup>10,16,18</sup>. Apesar da dominância do silicone, novos materiais têm sido desenvolvidos, como o biopolímero, poliuretana derivada do óleo da mamona, obtida com tecnologia nacional e com matéria-prima renovável. Dependendo de sua formulação, pode apresentar características elastoméricas<sup>35</sup>.

Os resultados obtidos neste estudo mecânico corroboram o que a literatura tem comprovado quanto ao uso de fios trançados ou texturizados para a fabricação de ligamentos e tendões artificiais<sup>10,14</sup>.

A resistência à ruptura foi pequena para a poliuretana pura (PU). Como era esperado, acrescentando-se fios em seu interior, que funcionavam como uma alma do material, a resistência aumentou, com exceção dos grupos com 1 fio, trançado ou não, quando houve rasgamento interno da poliuretana, que culminou com a ruptura mais

precoce dos corpos de prova. Nos grupos com fios trançados, a cada aumento de fios, havia duas vezes o aumento da força de resistência.

Pring *et al.*<sup>36</sup> demonstraram as propriedades mecânicas dos tendões flexores dos dedos de cadáveres humanos frescos para servir de base comparativa no desenvolvimento de tendões artificiais. Realizaram ensaios de tração e observaram valores de força de tensão final de 1550 N e deformação de 13%. Apesar desses valores, afirmaram que, para a realização da preensão manual funcional, são necessários apenas 400 N.

Os maiores valores encontrados no presente estudo para a resistência à ruptura (82 e 106 N) foram menores do que aqueles preconizados por Pring *et al.*<sup>36</sup>. Por outro lado, convertendo-se o maior valor encontrado neste estudo para quilogramas (Kg), tem-se que 106 N equivalem a 10,81 Kg, uma força considerável para um único dedo. Outro estudo<sup>1</sup> apontou para o fato de que a força gerada pela flexão dos dedos contra pequena resistência é de 800g, contra moderada resistência é de 1500g, e contra grande resistência é de 5000g ou mais, equivalentes, respectivamente a 7,84N, 14,7N, 49N, valores estes pequenos se comparados àqueles obtidos no grupo com 7 fios trançados.

Os maiores valores encontrados para os fios trançados, que significam um melhor desempenho, estão de acordo com a afirmação de Foster<sup>37</sup>, de que a resistência ao estiramento do tendão está relacionada ao arranjo das fibras colágenas. Esse autor lembra ainda que a principal função do tendão é o deslizamento e, portanto, a resistência final não é tão importante.

Quanto à tensão máxima, houve pequena diferença favorável aos grupos com fios trançados. Os valores encontrados chegaram a 3521,70 KPa, o que pode ser considerado pequeno se comparado aos valores descritos por Park<sup>2</sup>, que referiu 53000 KPa para tendões humanos normais.

A deformação, como era esperado, foi maior para o grupo da poliuretana pura, pois, sendo um material do tipo elastomérico, apresenta como uma de suas características o alto grau de capacidade de deformação. Nos ensaios realizados, foi obtido o aumento de metade do seu comprimento inicial. Com o acréscimo de fios sem trançar, a deformação observada foi pequena, enquanto, no caso dos fios trançados, a cada acréscimo de dois fios houve um aumento aproximado de 4%. Isso equivale a dizer que os fios sem trançar conferiram rigidez aos corpos de prova, enquanto os fios trançados deram-lhe extensibilidade, provavelmente por apresentar uma maior quantidade de elos trançados disponíveis para sofrerem estiramento durante a tração, somando ao final uma maior deformação.

A capacidade da poliuretana elastomérica absorver energia (resiliência) na fase elástica da deformação foi menor, pois ela é um material que se deforma facilmente, evoluindo rapidamente para a fase plástica, com menores valores de tensão. A presença dos fios em seu interior provocou menor deformação, mas resultou em maior capacidade de absorção de energia na fase elástica, o que significa que eles tornaram o material mais resistente.

O módulo de elasticidade, propriedade que caracteriza um determinado material, constante sob determinados critérios, foi pequeno para a poliuretana pura,

visto que ela é um elastômero, que sempre tem módulos de elasticidade baixos. Todavia, ele aumentou proporcionalmente com o acréscimo de fios, indiferentemente de estes estarem trançados ou não.

Um problema inerente ao material, observado durante a elaboração das misturas de seus componentes, foram as bolhas de gases liberadas no processo de polimerização. Essas bolhas representaram uma dificuldade na confecção dos corpos de prova, pois com frequência elas permaneciam, representando um defeito mecânico que interferia nos resultados, provocando a ruptura precoce e levando à necessidade de novos ensaios.

Outro problema técnico ocorreu quanto à textura do fio escolhido. Por ser multifilamentado, composto por vários filamentos dispostos paralelamente, ao ser manuseado, ele desfiava facilmente. Foi feita uma tentativa de caracterizá-lo mecanicamente, através do ensaio de tração isolado do mesmo, mas o cálculo preciso de sua área de secção transversa não foi possível com os instrumentos disponíveis, nem sua adequada fixação nas garras da máquina de ensaios.

Somando-se às suas características mecânicas, convém ressaltar que a poliuretana elastomérica do óleo da mamona tem ainda a característica de, quando curada, possuir superfície lisa, o que é uma característica adequada para um implante tendinoso, além de ser um material cuja matéria-prima é renovável, sendo uma opção nacional de baixo custo e fácil obtenção, além de ser biocompatível<sup>38</sup>, o que, portanto já a elege como adequada à confecção de tendões.

Finalmente, este material poderia ser utilizado no mínimo como implante passivo, situação em que não é submetido à tração muscular e, conseqüentemente, não necessita suportar carga, sendo, ainda, de uso apenas provisório. Novos estudos *in vivo* são necessários para comprovação da sua eficácia.

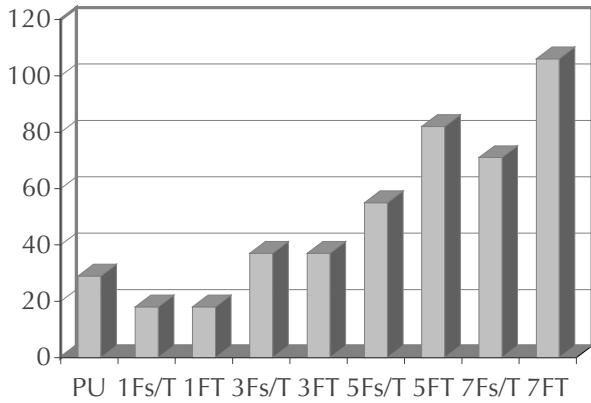
## CONCLUSÕES

- A poliuretana elastomérica derivada do óleo da mamona, em sua forma pura, apresentou características mecânicas incompatíveis com os quesitos básicos de um material destinado à confecção de implantes de tendões.
- A associação de fios no interior da poliuretana, de modo geral, levou à diminuição da capacidade de deformação do material, ao mesmo tempo que causou aumento na força de resistência à ruptura, na tensão máxima, na resiliência e no módulo de elasticidade.
- A presença de apenas um fio, simples ou trançado, no interior da poliuretana, interferiu negativamente em suas características mecânicas.
- Os fios trançados conferiram à poliuretana um desempenho superior àquele conferido pelos fios sem trançar, considerando todos os parâmetros analisados, exceto o módulo de elasticidade.
- Considerando o desempenho em todos os parâmetros analisados, a poliuretana do óleo da mamona associada aos fios de poliéster em seu interior mostrou ser um material adequado para a confecção de implantes de tendões, adequação diretamente dependente do número de fios e desde que seja na forma trançada.

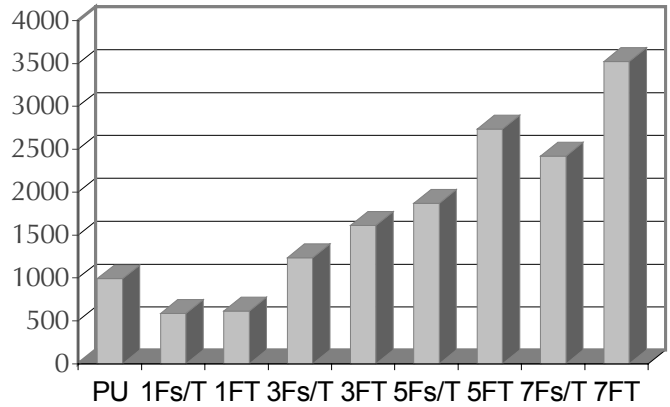
## REFERÊNCIAS

- 1 Urbaniak JR, Cahill JD, Mortenson RA. Vascularization and the gliding mechanism of free silicone rod method. *J Bone Joint Surg(Br)*. 1974;56-A:473-82.
- 2 Park JB. *Biomaterials: an introduction*. New York: Plenum Press; 1979. Chap. Structure-property relationship of biological materials, p.97-146.
- 3 Boyer MI, Goldfarb CA, Gelberman, RH. Recent progress in flexor tendon healing: the modulation of tendon healing with rehabilitation variables. *J Hand Ther*. 2005;18:80-5.
- 4 Strickland JW. The scientific basis for advances in flexor tendon surgery. *J Hand Ther*. 2005;18:94-110.
- 5 Finsen V. Two-stage grafting of digital flexor tendons: a review of 43 patients after 3 to 15 years. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*. 2003;37:159-62.
- 6 Frykman E, Jacobsson S, Widenfalk B. Fibrin sealant in prevention of flexor tendon adhesions: an experimental study in the rabbit. *J Hand S*. 1993;18-A:68-75.
- 7 Gelberman RH, Vande Berg JS, Lundborg GN, Akeson WH. Flexor tendon healing and restoration of the gliding surface; an ultrastructural study in dogs. *J Bone Joint Surg*. 1983;65-A:70-80.
- 8 Hagberg L, Tengblad A, Gerdin B. Hyaluronic acid in flexor tendon sheath fluid after sheath reconstruction in rabbits. *Scand J Plast Reconst Hand Surg*. 1991;25:103-7.
- 9 Hunter JM. Artificial tendons: early development and application. *Am J Surg*. 1965; 109:325-38.
- 10 Hunter JM, Mackin EJ. Staged flexor tendon reconstruction. In: Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD (editors). *Rehabilitation of the hand and upper extremity*. Pennsylvania: Mosby; 2002. v.1 p.469-97.
- 11 Smith P, Jones M, Grobbelaar A. Two-stage grafting of flexor tendon: results after mobilization by controlled early active movement. *Scan J Plast Reconstr Surg Hand Surg*. 2004;38:220-7.
- 12 Beris AE, Darlis NA, Korompilias AV, Vekris MD, Mitsionis GI, Soucacos PN. Two-stage flexor tendon reconstruction in zone II using a silicone rod and a pedicled intrasynovial graft. *J Hand Surg*. 2003;28(A):652-60.
- 13 Alnot JY, Bisson P, Mouton P. Les lésions anciennes des tendons fléchisseurs: les griffes tendineuses. *Kinésithérapie Scient*. 1993;327:34-7.
- 14 Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD. Staged flexor tendon reconstruction using passive and active tendon implants. In: Hunter JM, Mackin EJ, Callahan AD (editors). *Rehabilitation of the hand: surgery and therapy*. Pennsylvania: Mosby; 1995. p.477-514.
- 15 Vucekovich K, Gallardo G, Fiala K. Rehabilitation after tendon repair, reconstruction, and tenolysis. *Hand Clin*. 2005; 21:257-65.
- 16 Groth GN. Current practice patterns of flexor tendon rehabilitation. *J Hand Ther*. 2005; 18:169-74.
- 17 Pettengill KM. The evolution of early mobilization of the repaired flexor tendon. *J Hand Ther*. 2005;18:157-68.
- 18 Freitas PP. Reconstrução tendinosa e lesões tardias dos tendões flexores. São Paulo: Atheneu; 2005. Cap 12 Reabilitação da mão, p.179-84.
- 19 Azze RJ, Ferreira MC, Zumiotti AV. Emprego de tubo de polietileno no preparo de enxertia de tendão flexor de dedo. *Rev Paul Med* 1983;101:20-1.
- 20 Manske PR. History of flexor tendon repair. *Hand Clin*. 2005;21:123-7.
- 21 Salisbury RE, Mason AD Jr, Levine NS, Pruitt BA Jr, Wade CW. Artificial tendons: design, application, and results. *J Trauma*. 1974;14:580-6.
- 22 Chierice GO. Mamona em vez de silicone. *Jornal da Usp*. 1991Nov. 1.
- 23 Ereno D. Próteses de mamona: polímero derivado de óleo vegetal, sintetizado por químico de São Carlos, ganha mercado internacional. *Pesquisa Fapesp* 2003; 91:66-71.

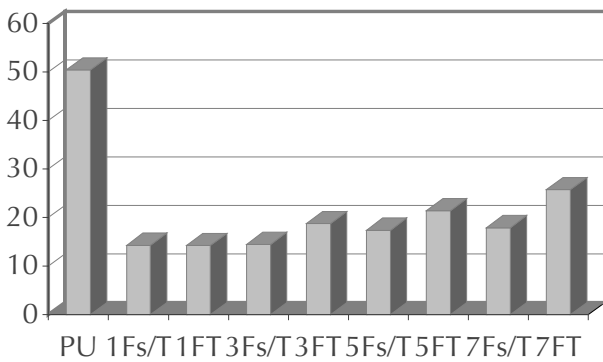
- 24 Cavalieri I, Lima JRS, Gomes MF. Estudo do processo de reparação óssea entre os implantes de polímero da mamona, resina acrílica termicamente ativada e cimento ósseo em tíbias de coelhos. BCI. 2001;8:64-70.
- 25 Garcia J, Rangel I. Utilização dos implantes de polímero de polietileno-mrfpor, poliuretana de mamona e matriz óssea bovina em defeitos ósseos maxilares: análise histológica e histométrica em macacos. Araçatuba [SP]: s.e.; 2000.
- 26 Kfourí Júnior M, Paccola CJ, Chierice GO, Shimano AC. Comparação entre pinos absorvíveis de poliparadiioxanona e de poliuretana da mamona na fixação de segmentos osteocondrais do fêmur distal de coelhos. Rev Bras Ortop. 2001;36:125-31.
- 27 Tavano O, Pavan AJ, Silva MJA, Guimarães SAC. Estudo da densidade radiográfica digital do tecido ósseo face ao implante do polímero de mamona em coelhos. Rev Fac Odontol Bauru.1999;7:53-8.
- 28 Souza AM, Brandt CT, Lima JA. Biopolímero da mamona na reconstrução de falhas ósseas após tumores no esqueleto apendicular. An Fac Med Univ Fed Pernamb. 2002;47:116-23.
- 29 Cribb AM, Scott JE. Tendon response to tensile stress: a ultrastructural investigation of collagen, proteoglycan interactions in stressed tendon. J Anat. 1995;187:423-8.
- 30 Jozsa L, Kannus P, Balint JB, Reffy A. Three-dimensional ultrastructure of human tendons. Acta Anat. 1991;142(4):306-12.
- 31 Stolinski C. Disposition of collagen fibrils in human tendon. J Anat. 1995;186:577-83.
- 32 Pradas SMM, Calleja RD. Nonlinear viscoelastic behaviour of the flexor tendon of the human hand. J Biomech. 1990;23:773-81.
- 33 Associação Brasileira de Biopolímeros (ABPol). Caracterização de materiais poliméricos parte I: ensaios mecânicos sob tração; manual de instrução. São Carlos; 1991.
- 34 Lelah MD, Cooper SL. Poliurethanes in Medicine. 2nd.ed. Florida: CRC Press; 1986.
- 35 Vianna DL, Mazzer N, Barbieri CH, Chierice GO. Utilização da poliuretana derivada do óleo da mamona em dispositivos protéticos: estudo preliminar. Rev Fisioter Univ. São Paulo. 1998;5(1):27-35, 1998.
- 36 Pring DJ, Amis AA, Coombs RRH. The mechanical properties of human flexor tendons in relation to artificial tendons. J Hand Surg. 1985;10-B:331-6.
- 37 Foster IW. Structural aspects of tendon and ligaments. In: Hasting GW, Ducheyne P (editors). Natural and living biomaterials. Florida: CRC Press; 1984. p.119-49.
- 38 Ohara GH, Kojima KE, Rossi JC, Telles M, Soares TVC, Salomão C et al. Estudo experimental da biocompatibilidade do polímero da mamona implantada intraóssea e intraarticular em coelhos. Acta Ortop Bras.1995;3:62-8.



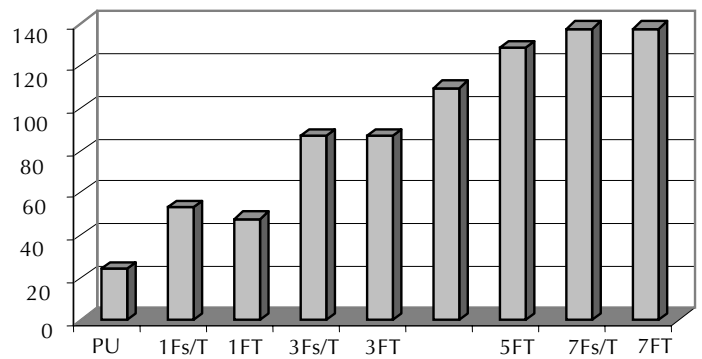
**Gráfico 1** Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a força de resistência à ruptura (N)



**Gráfico 2** Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a tensão máxima (KPa)



**Gráfico 3** Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para a deformação (%)



**Gráfico 4** Comparação dos valores médios atingidos pelos grupos para o módulo de elasticidade (KPa) \*

\* Curioso: este gráfico tornou a ser enviado como objeto, colado na planilha do excel, não permitindo a formatação de seus elementos separadamente. Alô, diagramação?

# Confiabilidade da medição do ângulo quadriciptal

## Q angle measurement reliability

*título condensado:* Confiabilidade da medição do ângulo Q

Ana Carulina Guimarães Belchior<sup>1</sup>, Juliano Coelho Arakaki<sup>2</sup>, Augusto Ken Sakihama<sup>3</sup>, Paulo de Tarso Camillo de Carvalho<sup>4</sup>, Filipe Abdalla Reis<sup>1</sup>, Débora Bevilaqua-Grossi<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Fisioterapeutas; mestrandos em Bioengenharia na Univap (Universidade do Vale do Paraíba, SP); Supervisores do Estágio em Fisioterapia Ortopédica e Traumatológica na Uniderp (Universidade para o Desenvolvimento do Estado e da Região do Pantanal, MS)

<sup>2</sup> Fisioterapeuta; Prof. Ms do Curso de Fisioterapia da Uniderp

<sup>3</sup> Médico ortopedista; Prof. Dr. do Curso de Fisioterapia da Uniderp

<sup>4</sup> Fisioterapeuta; Prof. Dr. Coordenador do Curso de Fisioterapia da Uniderp

<sup>5</sup> Fisioterapeuta; Profa. Dra. do Depto. de Biomecânica, Medicina e Reabilitação do Aparelho Locomotor da FMRP-USP (Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto /USP)

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Ana Carulina G. Belchior

Rua Gravataí, 290

79010-390 Campo Grande MS

e-mail: carulms@pop.com.br

Apresentação: jul.2005

Aceito para publicação: fev.2006

### RESUMO

A proposta deste estudo foi verificar a reprodutibilidade intratestes e a confiabilidade intertestes da mensuração clínica e radiológica do ângulo Q. Foram avaliadas 20 mulheres (40 joelhos), com idade média de  $21 \pm 5$  anos, por dois examinadores clínicos e um terceiro radiológico. As pessoas foram posicionadas na mesa radiológica em decúbito dorsal com um estabilizador podálico em U, com os membros inferiores relaxados. colhendo-se as mensurações clínicas e a tomada radiológica. Para a análise estatística foram utilizados os testes ANOVA, Coeficiente de Correlação Linear (R) e Coeficiente de Correlação Intraclases (ICC), com níveis de significância de  $p < 0,05$ ,  $R > 0,321$  e  $ICC > 0,75$ . Na análise de variância obteve-se  $p = 0,45$  para intratestes,  $p = 0,44$  para intertestes,  $R = 0,42$ , enquanto o ICC intratestes foi de 0,81, o ICC intertestes de 0,89 e o ICC intra-sessão do intratestes, de 0,80. Considerando os dados obtidos, a metodologia proposta para mensuração clínica e radiológica do ângulo quadriciptal mostrou-se confiável, sendo comprovada sua reprodutibilidade intra e intertestes, podendo ser utilizada com segurança na prática clínica.

Descritores: Joelho / ângulo Q / radiografia; Reprodutibilidade de testes

### ABSTRACT

This study was designed to assess intratest reproducibility and inter-test reliability of clinical and radiographic Q angle measurements. Subjects were 20 women (40 knees),  $21 \pm 5$  years old, whose Q angles were measured by two clinical examiners and one radiographic tester. Both measurements were taken on subjects laying supine on the radiography table with a U-shaped foot stabilizer; each subject was instructed to keep leg muscles relaxed. Data collected were subject to statistical analyses ANOVA, intraclass correlation coefficient (ICC), and R test, significance being respectively set at 5%,  $> 0.75$ , and  $> 0.321$ . Results showed intratest  $p = 0.44$ , intertests  $p = 0.45$ , intratest  $ICC = 0.81$ , intertests  $ICC = 0.89$  and  $R = 0.42$ . These findings suggest the methodology here proposed to measure Q angle is reliable and reproducible; it may hence be used in clinical practice.

Key words: Knee/ Q angle/radiography; Reproducibility of results

## INTRODUÇÃO

A articulação do joelho está envolvida em cerca de 50% das lesões musculoesqueléticas, sendo a disfunção femoropatelar (DFP) a alteração mais comum<sup>1</sup>. A DFP é uma desordem articular manifestada por dor na porção anterior do joelho e déficit funcional que compromete as atividades diárias<sup>2,3</sup>. Constitui 25% das lesões que comprometem o joelho e 5% de todas as lesões esportivas, representando queixa comum em 20% da população, afetando principalmente jovens do sexo feminino com idade entre 15 e 25 anos<sup>1,4-7</sup>.

Os sintomas mais freqüentes são dor anterior do joelho, edema peripatelar, bloqueio e crepitação articular femoropatelar<sup>3,7-9</sup>. São geralmente bilaterais e apresentam períodos de exacerbação ligados a situações como permanecer muito tempo sentado com o joelho fletido, levantar-se da posição sentada, ajoelhar-se, subir e descer degraus ou superfícies inclinadas, corrida e treinamento com peso<sup>1,3,5,6</sup>.

São muitos os fatores etiológicos que podem desencadear a DFP, como os desequilíbrios neuromusculares do vasto medial oblíquo (VMO) e vasto lateral (VL); o encurtamento do retináculo lateral, isquiotibiais, trato iliotibial e gastrocnêmicos; a pronação excessiva da articulação subtalar; a lassidão ou encurtamento ligamentar ou capsular; anormalidades ósseas; anteversão femoral excessiva; a torção tibial externa; o alargamento da pelve e a patela alta<sup>5,6,10-12</sup>. Outro fator que pode contribuir para o desenvolvimento ou agravamento da dor, gerando instabilidade do joelho, é o mau alinhamento da articulação femoropatelar, o que pode ser avaliado pela mensuração do ângulo quadriciptal (Q)<sup>2,13</sup>.

O ângulo Q é formado por duas linhas imaginárias: uma que vai da espinha ilíaca ântero-superior até o ponto médio patelar e outra, que cruza a primeira, indo da tuberosidade anterior da tíbia até o ponto médio patelar; seu valor normal, em média, é de 13° nos homens e 18° nas mulheres<sup>1,3,4,14-16</sup>.

A mensuração deste ângulo pode ser feita por radiografia ou clinicamente, por método goniométrico - o mais praticado – com o paciente em posição supina com os joelhos em extensão total e quadríceps relaxado<sup>3,13,15</sup> ou contraído<sup>17</sup>, em ortostatismo<sup>3,4,15</sup>, sentado com os joelhos flexionados em 90°<sup>8</sup> ou em 20-30° com o máximo de rotação medial, lateral ou posição neutra da tíbia<sup>3</sup>.

A fim de verificar a confiabilidade da medida clínica, podem ser feitas medidas radiográficas, observando-se os marcos anatômicos de forma mais acurada devido à ausência da interferência dos tecidos corporais. As radiografias planas devem ser obtidas em pacientes com mau posicionamento patelar ou quando os sintomas persistirem apesar de tratamento apropriado, para excluir a presença de patologias como a osteocondrite dissecante, patela bipartida e neoplasias<sup>14,15</sup>. Radiografias padronizadas devem incluir uma incidência ântero-posterior que permita a identificação de desvios em valgo ou varo, altura patelar, largura condilar e localização do tubérculo tibial; uma incidência latero-lateral para mensuração da altura vertical patelar e observação do formato da tróclea femoral; e uma incidência axial, com o joelho em flexão de 30°, que permite visão horizontal da patela e de sua articulação com a tróclea femoral, com identificação de possível subluxação patelar ou displasia<sup>14</sup>.



Apesar de a mensuração do ângulo Q ser tão importante na avaliação do alinhamento femoropatelar<sup>4</sup> quanto à condição do paciente, poucos trabalhos avaliaram a reprodutibilidade e confiabilidade da mensuração desse ângulo. Apenas Tomsich *et al.*<sup>13</sup> avaliaram a confiabilidade da medição do ângulo Q pelo método goniométrico em indivíduos posicionados em decúbito dorsal com joelhos em extensão total, mas as medidas não foram confiáveis entre seus examinadores, concluindo que a mensuração do ângulo Q não é fidedigna.

Sanfridsson *et al.*<sup>18</sup> avaliaram a reprodutibilidade entre as mensurações clínicas e radiológicas do ângulo Q em 36 joelhos e concluíram que não houve correlação entre as duas mensurações independentes.

Assim, devido à importância da avaliação do ângulo Q, tem-se procurado mensurações mais acuradas e confiáveis para uma análise racional, gerando impulsos para mudanças metodológicas na busca de métodos padronizados que evitem diferenças do ângulo Q de estudo para estudo<sup>4,17</sup>. Este trabalho objetivou avaliar a reprodutibilidade da medição clínica do ângulo quadriciptal e sua confiabilidade pela medida radiográfica, para contribuir na avaliação de pacientes com DFP.

## METODOLOGIA

### Amostra

Foram recrutadas por convite verbal 20 voluntárias (n=40 joelhos) do sexo feminino, com idade entre 15 e 30 anos (média de 21 anos), todas estagiárias da Universidade para o Desenvolvimento do Estado e da Região do Pantanal – Uniderp (Campo Grande, MS). As voluntárias não apresentavam queixas de dor no joelho nem antecedentes traumáticos, cirúrgicos ou patologia envolvendo qualquer articulação dos membros inferiores; nem distúrbio vascular ou neurológico periférico ou central.

Antes das avaliações, as voluntárias foram esclarecidas sobre o procedimento da pesquisa e assinaram o Termo de Consentimento Livre Formal e Esclarecido segundo as Diretrizes e Normas Regulamentadoras de Pesquisa envolvendo Seres Humanos constantes da Resolução do Conselho Nacional de Saúde N° 196/96. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética da Uniderp.

### Instrumentos e procedimentos

Foram utilizados os seguintes instrumentos:

- Goniômetro: com dois braços móveis de 35cm cada e escala de um grau. À face externa do braço inferior foi acoplada uma barra de alumínio (60x0,5cm) distando 0,5cm do fulcro, percorrendo a linha média do braço para que houvesse a extensão direta do aparelho sobre os marcos anatômicos da espinha ilíaca ântero-superior (EIAS), ponto médio patelar (PMP) e tuberosidade anterior da tíbia (TAT) (Figura 1).
- Paquímetro: de plástico com dimensão de 150mm (6 polegadas) e escala de 0,05mm (1/128 polegadas) (Figura 2).
- Estabilizador podálico em U: placa metálica com 2 braços móveis em forma de “U” sobre o qual foram posicionadas as regiões dos calcâneos. A abertura dos braços impedia a rotação lateral dos membros inferiores e sua abertura correspondia à distância entre os pés após os joelhos terem sido alinhados com o quadril (Figura 2).
- Aparelho radiológico: modelo G3 com capacidade de 500mA. A distância da ampola ao chassi foi de 1,70m, chassi com dimensão 35x91cm, filme (Kodac®) e revelação automática (Macrotec®).

### *inserir Figuras 1 e 2*

**Figura 1** Mensuração do ângulo Q com goniômetro. EIAS = Espinha íliaca ântero-superior; PMP = Ponto médio patelar; TAT = Tuberosidade anterior da tíbia

**Figura 2** Demarcação do ponto médio patelar (PMP). E = Estabilizador rotacional de aplicação podálica; P = paquímetro

Com o paciente posicionado em decúbito dorsal sobre a mesa radiológica, com os joelhos em extensão total, com estabilizador podálico em U, solicitou-se que os membros inferiores fossem mantidos em estado de relaxamento. Em cada sujeito, duas medidas do ângulo Q foram feitas pelos dois examinadores clínicos (A e B); e um mesmo técnico fez o exame radiológico. Posteriormente, após a revelação das radiografias, o examinador radiológico (C) que não participava da coleta clínica nem possuía informação sobre os dados coletados realizava individualmente a mensuração do ângulo Q nas imagens radiológicas.

Os examinadores clínicos (A e B) realizaram as mensurações bilateralmente (três medições em cada lado), com registro em formulário padrão, posteriormente acondicionado e lacrado pelo coordenador da pesquisa em envelope individual. Para a mensuração do ângulo Q, demarcaram-se os pontos anatômicos com lápis dermatográfico; o PMP foi marcado utilizando-se o paquímetro; sobre o PMP posicionou-se o fulcro do goniômetro e, a seguir, os dois braços do goniômetro foram direcionados à EIAS e ao TAT<sup>13</sup>, respectivamente (Figura 1).

As radiografias em posicionamento ântero-posterior foram realizadas pelo mesmo técnico, utilizando filme radiológico de 35x91cm, incluindo segmento da pelve e tíbia até 15cm abaixo do TAT, previamente demarcado com uma película de chumbo (4cm<sup>2</sup>) fixada à pele com fita adesiva, para facilitar a visualização do TAT após a revelação do filme, quando o ângulo Q foi traçado pelo examinador C, utilizando régua, caneta e transferidor convencionais. Quanto à demarcação prévia da EIAS e do PMP, não foram necessários porque esses marcos possuem menor radiotransparência, menor penetração dos raios X, gerando boa identificação na imagem radiológica.

#### Análise estatística

Aplicou-se a análise de variância (ANOVA) para obtenção da média dos valores das medidas clínicas do ângulo Q e, a seguir, testou-se estatisticamente a igualdade das médias entre os exames, utilizando-se nível de significância (p) menor que 0,05.

Para ratificação dos resultados, calculou-se o Coeficiente de Correlação Linear (R) com valor crítico de R=0,321, convencionando-se que os valores acima do crítico revelariam significância, ou seja, se esses dados fossem lançados em um gráfico, formariam uma reta ascendente, suportando a igualdade entre os valores de cada joelho coletado pelos dois exames.

Adicionalmente, determinaram-se os Coeficientes de Correlação Intraclases (ICC), em que os valores acima de 0,75 relatam alta confiabilidade, segundo Tomsich *et al.*<sup>13</sup>. Foram calculados três tipos de ICC: o ICC (3,1) que indica a confiabilidade intratestes, o ICC (2,3) para intertestes e o ICC (2,1) para a intra-sessão do intratestes. As fórmulas utilizadas foram as que se seguem:

$$ICC (3,1) = \frac{BMS - EMS}{BMS + (K - 1) EMS}$$

$$ICC (2,3) = \frac{BMS - EMS}{BMS + (RMS - EMS)}$$

$$ICC (2,1) = \frac{BMS - EMS}{BMS + (K - 1) EMS + k \frac{(TMS - EMS)}{n}}$$

Nestas, BMS = média quadrada entre sujeitos; EMS = média quadrada do erro; K = número de examinadores; RMS = média quadrada entre os examinadores; TMS = média quadrada entre testes; e n = número de joelhos testados.

## RESULTADOS

Na análise de variância entre os examinadores clínicos, encontrou-se  $p=0,45$ , confirmando a reprodutibilidade dos valores colhidos pelos examinadores clínicos (A e B), ou seja, não havendo entre os dados colhidos pelos dois examinadores diferenças estatisticamente significantes (Tabelas 1 e 2).

**Tabela 1** Média e desvio padrão dos valores coletados

	Média	Desvio padrão
Examinador A	19,0	3,3
Examinador B	18,2	5,6

**Tabela 2** Confiabilidade entre as médias dos exames clínico e radiológico

Fonte da variação	Valor P
Intrateste	0,454658
Intertestes	0,440122

\*  $p < 0,05$

Procedeu-se ao cálculo dos valores para os exames clínicos e radiológicos sendo estes de  $18,6^\circ$  e  $19,4^\circ$ , respectivamente (Tabela 3), e para o teste ANOVA resultando em  $p=0,44$ , confirmando que não houve diferença estatística entre as médias (Tabela 2).

**Tabela 3** Confiabilidade das médias obtidas nos exames clínico e radiológico, com respectivo tratamento estatístico

ANOVA	Valores da avaliação clínica	Valores da avaliação radiológica
Contagem	40	40
Soma	746,25	777,5
Média	18,6	19,4
Variância	17,3	23,2

Sustentando esses dados, obteve-se um  $R=0,42$ , estabelecendo a existência de correlação linear entre os valores emparelhados das duas amostras.

Além disso, o cálculo dos coeficientes de correlação intraclassas revelou para o ICC (3,1) o valor de 0,81, para o ICC (2,3), 0,89 e, para o ICC (2,1), 0,80, confirmando os resultados acima expostos.

## DISCUSSÃO

Na bibliografia consultada (bases de dados Medline e Lilacs), a existência de trabalhos analisando a confiabilidade da medição do ângulo quadriceptal foi escassa, com a maioria dos autores analisando o valor absoluto do ângulo Q, sem atenção à confiabilidade e reprodutibilidade do método utilizado para sua aferição<sup>4,11,12,19</sup>.

Neste estudo, a obtenção dos índices ICC(3,1)=0,81 e ICC(2,3)=0,89, indicativos de reprodutibilidade intratestes e confiabilidade intertestes, contrapõe-se aos resultados de Tomsich *et al.*<sup>13</sup> que, em análise intra e intertestes, obtiveram ICC de 0,61 e 0,003, respectivamente, sugerindo então que a mensuração clínica do alinhamento femoropatelar não poderia ser confiável, comparando-se a mensuração do ângulo Q e a estimativa visual do alinhamento femoropatelar.

No entanto, o conjunto de resultados do presente trabalho sugere que certos cuidados e procedimentos permitem a obtenção de dados acurados e reprodutíveis: utilização de estabilizador podálico em U com possibilidade de adaptação a cada indivíduo; demarcação prévia dos pontos anatômicos; uso de goniômetro com extensão de um dos braços até o nível da EIAS, permitindo alinhamento fidedigno mesmo em presença de obesidade. Com isso, não houve diferença na média dos dados colhidos por diferentes examinadores.

Outro fator de relevância na comparação dos resultados dos dois estudos reside na similaridade das amostras, compostas por mulheres com idade média de 21 anos, no mesmo posicionamento de membros inferiores, e no uso de estabilizador anti-rotacional, embora Tomsich *et al.*<sup>13</sup> tenham utilizado o estabilizador para pé do KT-1000, ou seja, não regulável. No presente estudo, a utilização do estabilizador impediu a rotação do membro inferior durante a realização do exame radiológico – embora Hung e Gross<sup>6</sup> não tenham encontrado alteração da atividade eletromiográfica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral durante atividade com suporte de peso nas posições neutra, em rotação medial ou lateral.

Sanfridsson *et al.*<sup>18</sup>, ao realizarem as mensurações clínicas e radiológicas do ângulo Q, também utilizaram um marcador de chumbo sobre a TAT, sendo os indivíduos posicionados em decúbito dorsal com os joelhos em extensão total, utilizando imagens fluoroscópicas em incidência ântero-posterior. Os resultados desses autores discordam dos obtidos neste trabalho, uma vez que não houve diferenças entre as medidas clínicas e radiológicas. Isso pode ser atribuído ao fato de Sanfridsson *et al.*<sup>18</sup> não utilizarem o estabilizador podálico para a manutenção da posição neutra do fêmur, prejudicando o relaxamento do músculo quadríceps, além da irradiação contínua necessária à realização da fluoroscopia, expondo os componentes da amostra à ação deletéria da radiação ionizante, enquanto no presente estudo houve apenas uma exposição radiológica<sup>20</sup>.

Dessa forma os resultados aqui obtidos sugerem que a padronização postural dos membros com o estabilizador em U de mecanismo regulável e os métodos de coleta favoreceram a confiabilidade e reprodutibilidade da medida.

A utilização, nesta pesquisa, da incidência ântero-posterior com a estabilização postural do membro, mostrou-se de fácil aplicabilidade, permitindo adequada visibilização dos pontos anatômicos para a demarcação das linhas e mensuração do ângulo Q. Assim, a mensuração clínica do ângulo Q pode ser utilizada para avaliar com confiabilidade o alinhamento femoropatelar e documentar a evolução de tratamento.

## CONCLUSÃO

Considerando os dados obtidos no presente estudo, os métodos de mensuração clínica e radiológica do ângulo quadriciptal mostraram-se confiáveis, sendo comprovada sua reprodutibilidade intra e intertestes, podendo ser utilizada com segurança na prática clínica como um indicativo do alinhamento femoropatelar.

## REFERÊNCIAS

- 1 Cabral CM, Monteiro-Pedro V. Recuperação funcional de indivíduos com disfunção femoropatelar por meio de exercícios em cadeia cinética fechada: revisão da literatura. *Rev Bras Fisioter.* 2003;7(1):1-8.
- 2 Alaca R, Yilmaz B, Goktepe AS, Mohur H, Kalyon TA. Efficacy of isokinetic exercise on functional capacity and pain in patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil.* 2002; 81(11):807-13.
- 3 Nissen CW, Cullen MC, Hewett TE, Noyes FR. Physical and arthroscopic examination techniques of patellofemoral joint. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28(5):277-85.
- 4 Livingston LA. The quadriceps angle: a review of the literature. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28(2):105-09.
- 5 Sheehy P, Burdett RG, Irrgang JJ, Vanswearingen J. An electromyographic study of vastus medialis oblique and vastus lateralis activity while ascending and descending steps. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;27(6):423-9.
- 6 Hung Y, Gross MT. Effect of foot position on electromyographic activity of the vastus medialis oblique and vastus lateralis during lower-extremity weight-bearing activities. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(2):93-102.
- 7 Thomeé P, Thomeé R, Karlsson J. Patellofemoral pain syndrome: pain, coping strategies and degree of well-being. *Scand J Med Sci Sports.* 2002;12(5):276-81.
- 8 Andrade PH, Bevilaqua-Grosso D, Bérzin F, Gil, I, Monteiro-Pedro V. Comparação da atividade elétrica dos músculos vasto medial oblíquo e vasto lateral oblíquo em indivíduos com disfunção femoropatelar. *Rev Fisioter Univ São Paulo.* 2001;8(2):65-71.
- 9 Tumia N, Maffulli N. Patellofemoral pain in female athletes. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2002;10(1):69-75.
- 10 Stiene HA, Brosky T, Reinking MF, Nyland J, Mason MB. A comparison of closed kinetic chain and isokinetic joint isolation exercises in patients with patellofemoral dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24(3):136-41.
- 11 Fulkerson JP, Arendt EA. Anterior knee pain in females. *Clin Orthop.* 2000;372:69-73.
- 12 Csintalan RP, Schulz MM, Woo J, McMahon PJ, Lee TQ. Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin Orthop.* 2001;402:260-9.
- 13 Tomsich DA, Nitz AJ, Threlkeld AJ, Shapiro R. Patellofemoral alignment: reability. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;23(3):200-08.
- 14 Nimon G, Murray D, Sandow M, Goodfellow J. Natural history of anterior knee pain: a 14- to 20-year follow-up of nonoperative management. *J Pediatric Orthop.* 1998;18(1):118-22.
- 15 Holmes SW, Clancy Jr WG. Clinical classification of patellofemoral pain and dysfunction. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998;28(5):299-306.
- 16 Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, Chao EYS. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res.* 2001;19:834-40.
- 17 Magee DJ. Avaliação musculoesquelética. 3a.ed. São Paulo: Manole; 2002.
- 18 Sanfridsson J, Arnbjornsson A, Friden T, Ryd L, Svahn G, Jonsson K. Femorotibial rotation and the Q-angle related to the dislocating patella. *Acta Radiol.* 2001;42(2):218-24.
- 19 Duffey MJ, Martin DF, Cannon DW, Craven T, Messier SP. Etiologic factors associated with anterior knee pain in distance runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(11):1825-32.
- 20 Koch HA, Ribeiro ECO. Radiologia na formação do médico geral. Rio de Janeiro: Revinter; 1992.

## Alcance manual em lactentes saudáveis: desenvolvimento linear? Development of reaching in healthy infants: linearity?

*título condensado:* Desenvolvimento do alcance manual em lactentes

Nelci Adriana Cicuto Ferreira Rocha<sup>1</sup>, Fernanda Pereira dos Santos Silva<sup>2</sup>, Eloísa Tudella<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Fisioterapeutas; Profas. Dras. do Depto. de Fisioterapia da UFSCar (Universidade Federal de São Carlos, SP)

<sup>2</sup> Fisioterapeuta; especialista em Intervenção em Neuropediatria, mestranda em Fisioterapia na UFSCar

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Nelci Adriana C. F. Rocha

R. Miguel Mazzei 130 Residencial Samambaia

13565-570 São Carlos SP

e-mail: acicuto@power.ufscar.br

Apoio financeiro do CNPq de parte do projeto de estudo.

Apresentação: jan. 2006

Aceito para publicação: fev. 2006

### RESUMO

Este estudo visou verificar a transição de fases no desenvolvimento do alcance em lactentes, bem como verificar se as mudanças nas variáveis cinemáticas seguem uma direção linear ou não-linear dos 4 aos 6 meses de idade. Nove lactentes saudáveis foram posicionados em uma cadeira infantil inclinada a 50°; foram-lhes apresentados objetos esféricos e atrativos de propriedades distintas e as imagens de seus movimentos foram registradas. Foram analisados tridimensionalmente 384 alcances. Constatou-se que houve aumento no índice de retidão e na velocidade média, e diminuição das unidades de movimento ao longo dos meses. O índice de retidão e as unidades de movimento tiveram distribuição não-linear e a velocidade média, direção linear. A transição de fase mais evidente foi a do quarto para o quinto mês. No sexto mês, o número de unidades de movimento permaneceu próximo ao do quinto mês e o índice de retidão apresentou discreta redução. Para essas variáveis, portanto, o período do quinto para o sexto mês parece ter sido o de maior estabilidade. Quanto à velocidade média, não foi possível verificar um ponto marcante de transição. Os resultados sugerem que os movimentos de alcance são aprimorados ao longo do período de vida analisado, mas tal aprimoramento não segue necessariamente uma direção linear, visto que cada variável cinemática apresenta um curso desenvolvimental diferente.

Descritores: Desenvolvimento infantil /lactentes; Destreza motora /alcance manual; Sistemas dinâmicos

### ABSTRACT

This study aimed at investigating phase transitions in the development of reaching in infants, as well as assessing whether changes in kinematics variables follow a linear or non-linear direction between the fourth and sixth months of age. Nine healthy infants were placed in a 50°-leaning baby seat and were shown attractive spherical objects of different properties. The infants' movements were recorded, and 384 reaches were analysed by using 3D movement reconstruction. Results showed an increase with age in both straightness index and mean velocity, and a decrease in the number of movement units. Both straightness and movement units had a non-linear distribution, whereas mean velocity showed a linear one. The clearest phase transition occurred from the fourth to the fifth month. In the sixth month, the number of movement units was similar to the fifth month, and the straightness index was shown to reduce slightly. The fifth-to-sixth-month period, therefore, seems to be the most stable. Regarding the mean velocity, it was not possible to identify a remarkable point of transition. It is thus suggested that reaching movements improve during the analysed period of life, but such improvement does not necessarily follow a linear direction, since each kinematic variable shows a different developmental course.

Key words: Child development / infants; Motor skills /reaching; Dynamic Systems

## INTRODUÇÃO

A compreensão da aquisição e do desenvolvimento do alcance manual em lactentes é, sem dúvida, um fenômeno que desafia muitos pesquisadores. O desenvolvimento desse comportamento manual envolve uma série de transformações, visto que os lactentes iniciam os movimentos de alcance de forma imprecisa, apresentando pobre controle da trajetória e, após alguns meses, passam a executar alcances habilidosos seguidos da apreensão de objetos. Entender o processo pelo qual essas transformações ocorrem torna-se o foco de vários estudos da área do desenvolvimento motor.

Pesquisas pioneiras demonstraram que lactentes saudáveis iniciam o alcance manual por volta dos 3 a 4 meses de idade<sup>1-7</sup>. Nesse período, os movimentos de alcance são indiretos, não-controlados<sup>8</sup>, com trajetórias irregulares e de aparência atáxica<sup>6</sup>. Entretanto, com o aumento da idade, a trajetória dos alcances torna-se mais retilínea, controlada, aparentemente mais suave e com menor número de unidades de movimentos<sup>4</sup>.

Apesar das evidências de que ao longo do tempo os movimentos de alcance dos lactentes tornam-se mais aprimorados, a principal questão levantada por esses autores é a da interpretação das mudanças ocorridas. O processo de emergência de habilidades motoras foi, por muito tempo, entendido como aquisições seqüenciais, graduais (lineares) e invariáveis do desenvolvimento<sup>9,10</sup>, tendo como único componente determinante a maturação do sistema nervoso central. O presente estudo, porém, foi projetado e executado com base na fundamentação teórica da perspectiva dos Sistemas Dinâmicos, na qual o desenvolvimento do alcance ocorre por mudanças de um sistema complexo, sob influência de múltiplos componentes<sup>11-13</sup>. Esses componentes consistem em fatores intrínsecos e extrínsecos. Os fatores intrínsecos são, por exemplo, a força muscular, o crescimento corporal e o desenvolvimento cerebral, sendo a relação entre eles não-hierárquica, auto-organizada e não-linear<sup>6</sup>. Os fatores extrínsecos são, por exemplo, as condições ambientais e o requerimento de tarefas. Este estudo considera, portanto, que as variáveis cinemáticas serão modificadas ao longo do tempo devido às influências desses múltiplos componentes.

O desenvolvimento do alcance em um contexto de não-linearidade também será considerado neste estudo. Nesse contexto, o desenvolvimento, de forma geral, pode ser visto como uma série de padrões que evoluem ao longo do tempo (transição de fases) e que, em algum momento, possuem particular grau de estabilidade, ou seja, um determinado padrão é mantido<sup>14</sup>. Dessa forma, as mudanças comportamentais que ocorrem ao longo do tempo podem ser refletidas em períodos de pico ou de queda, apresentando vários níveis de estabilidade e instabilidades das variáveis analisadas.

Com base na perspectiva dos Sistemas Dinâmicos, este estudo questiona se as mudanças nas variáveis cinemáticas do alcance seguirão uma direção linear ou não-linear ao longo do período de 4 a 6 meses de idade. Caso seja linear, *supõe-se que* ocorrerão aumentos ou diminuições graduais e seqüenciais nos parâmetros cinemáticos do alcance. Por outro lado, se o desenvolvimento do alcance seguir uma direção não-linear, possivelmente haverá mudanças nas variáveis cinemáticas ao longo dos meses, as quais poderão ser caracterizadas por períodos de transição,

evidenciados somente por picos ou por picos intercalados com períodos de platôs (estabilização). Acredita-se, ainda, que a análise da trajetória da mão em direção aos objetos com base nas variáveis cinemáticas (espaço-temporais) do alcance servirá para mensurar o estado de organização dos sistemas e suas mudanças. Assim, maior retidão, maior velocidade e menos correções na trajetória do alcance ao longo dos meses deverão refletir controle dos movimentos e conseqüente ganho de *performance*.

Este estudo de caráter longitudinal tem, portanto, a finalidade de compreender o desenvolvimento do alcance por meio da identificação dos limites (pontos de transição de fases) e da direção das mudanças nas variáveis cinemáticas, bem como explicar, a partir da perspectiva dos Sistemas Dinâmicos, o processo que gerou tais mudanças ao longo do tempo.

## METODOLOGIA

### Participantes

Participaram do estudo nove lactentes saudáveis, três meninos e seis meninas, nascidos a termo (idade gestacional média de  $39 \pm 1,11$  semanas), com índice de Apgar de  $8,44 (\pm 0,72)$  no primeiro minuto e de  $10 (\pm 0)$  no quinto minuto. Os lactentes nasceram com peso adequado, com média de  $3410 \pm 0,52$  g. Foram avaliados longitudinalmente nas idades de 4 meses (4 m e 2 dias  $\pm 0,85d$ ), 5 (4 m e 26 d  $\pm 1,32d$ ) e 6 meses (6 m e 1 d  $\pm 2,55d$ ), com tolerância de cinco dias anteriores ou posteriores à data do aniversário. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos e os pais ou responsáveis pelo lactente assinaram previamente o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

### Materiais e procedimentos

Foram afixados marcadores esféricos do tipo “pérola” com fita dupla-face hipoalérgica nos punhos dos lactentes (região dorsal do carpo)<sup>15</sup>. Em seguida, os lactentes foram posicionados em uma cadeira infantil<sup>16</sup> com inclinação de  $50^\circ$  com a horizontal<sup>3</sup>. Um intervalo de 10 segundos foi permitido para que o lactente se adaptasse na postura e os lactentes estando em estado comportamental de alerta, iniciavam-se os testes. Foram apresentados objetos esféricos e atrativos de propriedades distintas em diferentes seqüências predeterminadas para que a ordem de apresentação não influenciasse os resultados. Cada objeto foi apresentado a uma distância correspondente ao comprimento do membro superior do lactente, na linha média do corpo e na altura dos ombros<sup>17-19</sup>, por um período de 1 minuto ou até o lactente realizar sete alcances. Um intervalo de 5 segundos foi permitido após cada apresentação, totalizando o tempo do procedimento em aproximadamente 4 minutos e 25 segundos.

Toda a fase experimental foi filmada por três câmeras filmadoras digitais, uma posicionada pósterio-superiormente à cadeira onde estava o lactente e as outras duas localizadas anterior e diagonalmente, estando uma à direita e a outra à esquerda<sup>16</sup>, de modo que os marcadores do punho do lactente fossem visualizados por pelo menos duas câmeras ao longo de toda a trajetória do movimento de alcance.

### Sistema de análise

As imagens foram capturadas por uma placa de captura de imagens, utilizando o software Adobe Premier 6.3 em arquivos com formato AVI. As imagens desses arquivos



foram abertas no sistema Dvideow 5.0<sup>20</sup>, por meio do qual foi realizada a identificação, quadro a quadro, do início e final do alcance do membro superior que tocou o objeto, tanto das imagens referentes às câmeras situadas acima quanto lateralmente à cadeira. Para análise do movimento do membro superior esquerdo, por exemplo, analisamos as imagens das câmeras situadas acima e à esquerda do lactente. Para os alcances bimanuais, foi analisado o membro superior que primeiro tocou o objeto.

O sistema Dvideow fornece as coordenadas X, Y e Z do marcador afixado no punho para cada quadro do movimento. O programa Matlab 6.0 foi aplicado para filtrar os resultados, sendo utilizado um filtro Butterworth de quarta ordem com frequência de corte de 6 Hz. As variáveis índice de retidão, velocidade média e unidades de movimento foram calculadas por meio de rotinas também programadas no Matlab.

As variáveis dependentes analisadas foram:

- índice de retidão: esse índice foi obtido pelo cálculo da razão entre a menor distância que poderia ser percorrida (distância entre a posição inicial da mão e o objeto) na trajetória e a distância percorrida pela mão (trajetória total). Quanto mais próximo de 1 for o índice, mais próximo de um segmento de reta terá sido a trajetória. O índice de retidão igual a 1 indica que o lactente realizou o alcance na menor trajetória possível<sup>6</sup>;
- velocidade média: foi obtida pelo cálculo da razão entre a distância percorrida e o tempo gasto ao longo do movimento<sup>21</sup>, com base nas coordenadas X, Y, e Z do marcador do punho;
- unidades de movimento: cada unidade é definida como um pico de velocidade máxima entre dois picos de velocidades mínimas para os quais a diferença deve ser superior a 1cm/s<sup>6</sup>. Dessa forma, uma curva com vários picos de velocidade máxima e mínima ilustram várias unidades de movimentos. A velocidade foi obtida pela norma do vetor velocidade, que é dada pela raiz quadrada da soma dos quadrados dos componentes X, Y e Z.

A análise dos dados foi concentrada nos movimentos de alcance, dos quais o início foi determinado como o primeiro movimento direcionado e ininterrupto do braço em direção ao objeto. O final do alcance foi determinado como o primeiro quadro no qual a mão contactou o objeto. Os alcances foram excluídos quando o lactente apresentava falta de interesse, choro ou irritação durante a realização do movimento ou quando iniciou o movimento com a mão próxima (trajetória inferior a 10 quadros) ao objeto.

Nas análises dos movimentos de alcance, foi aplicada a técnica paramétrica, visto que os dados são homogêneos (Teste de Levene de Homogeneidade de Variância,  $p \geq 0,05$ ) e normais (Teste KS – normalidade,  $p \geq 0,05$ ). O Teste ANOVA para medidas repetidas foi utilizado para avaliar os alcances para os objetos em todas as avaliações longitudinais. Contrastes pré-planejados foram testados para avaliar se o comportamento das variáveis apresentavam distribuição quadrática ao longo dos meses. Para todas as análises considerou-se um nível de significância de 0,05.

## RESULTADOS

Um total de 432 alcances foi coletado no período de 4 a 6 meses de idade dos lactentes. Foram analisados 384 alcances, pois foram excluídos 12 alcances por falta de interesse dos lactentes e 36 por erro no experimento (lactente iniciou o movimento com a mão próxima ao objeto).

O Gráfico 1 mostra que o índice de retidão aumenta de 4 para 5 meses e há uma sutil diminuição de 5 para 6 meses. A ANOVA revelou diferença significativa entre as idades ( $F(2)=2,9898$ ;  $p=0,05$ ). Os contrastes demonstraram que essa variável apresenta um comportamento quadrático significativo ( $p=0,0315$ ).

*inserir Gráfico 1*

Gráfico 1 Média e desvio padrão do índice de retidão nas idades de 4, 5 e 6 meses

O Gráfico 2 ilustra que aos 4 meses a velocidade empregada no movimento de alcance foi inferior quando comparada aos demais meses. Nota-se que há um aumento progressivo e linear da velocidade com o aumento da idade. O teste revela diferença significativa entre as idades ( $F(2)=5,3425$ ;  $p=0,005$ ) e os contrastes caracterizam uma evolução linear significativa ( $p<0,001$ ).

*inserir Gráfico 2*

Gráfico 2 Média e desvio padrão da velocidade média nas idades de 4, 5 e 6 meses

Observa-se no Gráfico 3 que aos 4 meses os lactentes realizaram alcances com mais unidades de movimentos do que aos 5 e 6 meses. Houve uma diminuição dos 4 para os 5 meses e uma estabilização de 5 para 6 meses. O teste revelou diferença significativa entre as idades ( $F(2)=12,8179$ ;  $p<0,001$ ); os contrastes aplicados revelaram distribuição quadrática significativa ( $p<0,001$ ).

*inserir Gráfico 3*

Gráfico 3 Média e desvio padrão das unidades de movimento nas idades de 4, 5 e 6 meses

## DISCUSSÃO

Este estudo mostra que, ao longo dos meses, os lactentes apresentaram alcances manuais com trajetórias mais retilíneas, menos unidades de movimentos e maior velocidade, indicando, assim, o aprimoramento desses movimentos. Todas essas mudanças observadas nas variáveis cinemáticas do alcance refletem maior controle dos movimentos e conseqüente ganho de *performance*, o que é consistente com estudos prévios que registraram aprimoramento do alcance com a idade<sup>1,4,6,21</sup>. Os estudos de Halverson<sup>1</sup>, Hofsten<sup>4</sup>, e Mathew e Cook<sup>21</sup> sugerem que, ao longo do tempo, os lactentes ganham mais controle de seus movimentos sob influência da prática, o que promove mudanças nas variáveis cinemáticas. Contudo, tais estudos não deixam claro o motivo pelo qual a prática pode conduzir à melhora de comportamento. Uma ampliação do entendimento do processo de mudanças subjacente à prática foi desenvolvida nos estudos de Thelen e colaboradores, os quais empregaram os princípios da perspectiva dos Sistemas Dinâmicos<sup>5,6,14</sup>. Com base nessa perspectiva, sugerimos que as mudanças observadas nas variáveis cinemáticas do alcance ocorreram devido ao aumento da capacidade dos lactentes em captar as informações oferecidas pelos objetos e gerar ações motoras apropriadas. Tal suposição é reforçada pela idéia de Gibson<sup>22</sup> de que a percepção guia a ação e a ação refina a percepção. Sugere-se, então, que a prática de movimentos diversificados durante dias, semanas e meses de vida é o que provavelmente permite ajustes dos movimentos dos membros superiores, levando, assim, ao aprimoramento das ações dos lactentes.

Neste estudo, aos 4 meses de idade praticamente todos os lactentes apresentaram baixa *performance* de alcance, o qual foi caracterizado pelo baixo índice de retidão,

maior frequência de unidades de movimento e trajetórias mais lentas. Isso indica que, devido ao fato de tal movimento estar apenas emergindo, ele não foi praticado suficientemente para ser aprimorado. Provavelmente, muitos componentes do organismo tiveram de ser modificados para que os lactentes realizassem alcances mais refinados nos meses seguintes. Desses componentes, destacam-se a atenção visual aos objetos, melhor acuidade visual, aumento na capacidade cognitiva, desenvolvimento do sistema exploratório manual<sup>22</sup> e aumento do controle postural<sup>23</sup>, que possibilita ações mais aprimoradas dos braços em direção aos objetos. Acredita-se, portanto, que as mudanças observadas nas variáveis cinemáticas do alcance ao longo dos meses ocorreram devido à complexidade de influências e à interação de vários sistemas (perceptuais e motores), o que coletivamente determinou as possibilidades de ação dos lactentes. De fato, somente com a prática de movimentos dos braços atinge-se a complexidade de interações de vários sistemas que possibilitam o controle dos movimentos. Dessa forma, o aumento da rapidez, suavidade e retidão observado na trajetória dos movimentos direcionados aos objetos parece ser um reflexo do aumento do controle do movimento ao longo do tempo.

Notavelmente, houve aumento de complexidade e refinamento do alcance ao longo dos 4 aos 6 meses de idade, representados pelas mudanças nas variáveis cinemáticas. No entanto, a evolução ao longo do tempo não seguiu necessariamente um aumento gradual e linear. Os lactentes apresentaram, em determinados meses, pontos de transição que foram evidenciados por períodos de rápida mudança (aumento ou diminuição) seguidos de permanência em um platô. Esses resultados são consistentes com os princípios da perspectiva dos Sistemas Dinâmicos de que, durante o desenvolvimento, uma série de padrões evolui ao longo do tempo e são identificados por períodos de transição de fases<sup>14,18</sup>. Tal transição pode ser marcada por períodos de maior instabilidade ou estabilidade. Nos períodos de instabilidade, os movimentos podem ser modificados, sendo evidenciados por mudanças nas variáveis analisadas. Em contraste, as variáveis podem permanecer em platôs quando os movimentos forem estáveis. A análise das variáveis cinemáticas deste estudo indica que a transição de fase mais evidente – quando houve aumento (Gráficos 1 e 2) ou diminuição (Gráfico 3) dos parâmetros – ocorreu do quarto para o quinto mês. No sexto mês, por outro lado, as variáveis permaneceram com valores próximos aos atingidos no quinto mês, ou apresentaram leve redução. Para essas variáveis, portanto, o período do quinto para o sexto mês parece ser um período de maior estabilidade. Nota-se, ainda, que a velocidade média teve curso diferente das demais, visto que houve um aumento aparentemente linear evidenciado pelo aumento nas médias das velocidades com o aumento da idade. Assim, não foi possível verificar um ponto marcante de transição para essa variável na faixa etária estudada. Contudo, se os lactentes fossem acompanhados por mais alguns meses, esse ponto de transição possivelmente seria revelado.

Os resultados deste estudo indicam que as mudanças no desenvolvimento do alcance podem ter diferentes frequências e direções, ou seja, algumas mudanças podem ser não-lineares com pico em queda ou em elevação. Dessa forma, não é possível fazer forte inferência de que todas as variáveis analisadas no desenvolvimento terão um curso desenvolvimental gradual e linear; contudo, podemos descrever tanto a

tendência comportamental predominante dessas variáveis como sua estabilidade e mudanças.

Em termos dinâmicos, a transição de fases no desenvolvimento é explicada pela relação dinâmica entre a tendência de organização existente no organismo e as influências ambientais que modulam a aquisição e o refinamento dos comportamentos motores<sup>24</sup>. Sendo assim, o lactente apresenta um sistema que se auto-organiza no curso de seu desenvolvimento, apresentando, em cada momento, um estado relacional entre o organismo e o ambiente<sup>25</sup>.

## CONCLUSÕES

Os achados do presente estudo mostram que ao longo dos meses os movimentos de alcance manual são aprimorados, o que ilustra o ganho de *performance* nesse período de vida. No entanto, o aprimoramento dos movimentos ao longo dos meses não segue simplesmente uma direção linear, mas cada variável cinemática apresenta um curso desenvolvimental diferente. Dessa forma, os sistemas orgânicos parecem selecionar estratégias para controlar e coordenar os movimentos a fim de manter a retidão, a velocidade e o número de correções adequadas às exigências da tarefa.

Com tais evidências, deve-se levar em consideração que, no processo de desenvolvimento motor normal, o alcance manual pode não seguir um aumento linear de complexidade – e isso não implica atraso no desenvolvimento. Sugere-se, portanto, que novos estudos sejam realizados em lactentes atípicos para que seja possível verificar como essas variáveis evoluem ao longo do tempo, bem como identificar se o sistema possui a mesma flexibilidade em mudanças de fases e de linearidade e não-linearidade dos lactentes saudáveis.

## REFERÊNCIAS

- 1 Halverson HM. The acquisition of skill in infancy. J Genet Psychol. 1933;43:3-48.
- 2 Von Hofsten C. Development of visually directed reaching: the approach phase. J Hum Mov Stud. 1979;5:160-78.
- 3 Von Hofsten C. Developmental changes in the organization of prereaching movements. Dev Psychol. 1984;20:378-86.
- 4 Hofsten C von. Structuring of early reaching movements: a longitudinal study. J Mot Behav. 1991;23:280-92.
- 5 Thelen E, Corbetta D, Kamm K, Spencer J, Schneider K, Zernicke RF. The transition to reaching: mapping intention and intrinsic dynamics. Child Dev. 1993;64:1058-98.
- 6 Thelen E, Corbetta D, Spencer JP. Development of reaching during the first year: role of movement speed. J Exp Psychol Hum Percept Perform. 1996;22:1059-76.
- 7 Galloway JC, Thelen E. Feet first: object exploration in young infants. Infant Behav Dev. 2004;27:107-12.
- 8 Zernicke RF, Schneider K. Biomechanics and developmental neuromotor control. Child Dev. 1993;64:982-1004.
- 9 Shirley MM. The first two years: a study of twenty-five babies. v.1: Postural and locomotor development. Minneapolis: University of Minnesota Press; 1931.
- 10 Irwin, OC. Proximodistal differentiation of limbs in young organisms. Psychol Rev 1933; 40: 467-77.
- 11 Thelen E. Treadmill-elicited stepping in seven-month old infants. Child Dev 1986; 57: 1498-506.

- 12 Thelen E. Motor development: a new synthesis. *Am Psychol* 1995; 50(2): 79-95.
- 13 Thelen E, Kelso JAS, Fogel JAS. Self-organizing systems and infant motor development. *Dev Ver* 1987; 7: 39-65.
- 14 Thelen E, Smith LA. Dynamic systems theories. In: Lerner RM (editor). *Handbook of child psychology: theoretical models of human development*. New York: John Wiley & Sons; 1998. p.563-634.
- 15 Out L, Van Soest AJ, Hopkins B. The effect of posture on early reaching movements. *J Mot Behav*. 1998;30(3):260-72.
- 16 Carvalho RP, Tudella E, Barros RML. Utilização do Sistema Dvideow na análise cinemática do alcance manual de lactentes. *Rev Bras Fisioter*. 2005;9(1):1-7.
- 17 Corbetta D, Thelen E, Johnson K. Motor constraints on the development of perception-action matching in infant reaching. *Infant Behav Dev*. 2000;23:351-74.
- 18 Thelen E, Spencer JP. Postural control during reaching in young infants: a dynamic systems approach. *Neurosci Biobehav Rev*. 1998;22(4):507-14.
- 19 Van derFits IBM, Hadders-Algra M. The development of postural response patterns during reaching in healthy infants. *Neurosci Biobehav Rev*. 1998;22(4):521-26.
- 20 Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RML. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comput Methods Programs Biomed*. 2003;72:155-65.
- 21 Mathew A, Cook M. The control of reaching movements by young infants. *Child Dev*. 1990;61:1238-57.
- 22 Gibson EJ. Exploratory behavior in the development of perceiving, acting, and the acquiring of knowledge. In: Rovee-Collier C, Lipsitt LP (editors). *Advances in infancy research*, v.9. Norwood[NJ]: Ablex; 1995. p.21-61.
- 23 Fallang B, Saugstad OD, Hadders-Algra M. Goal directed reaching and postural control in supine position in healthy infants. *Behav Brain Res*. 2000;115: 8-18.
- 24 Rocha NACF, Tudella E. Teorias que embasam a aquisição das habilidades motoras dos bebês. *Rev Temas Desenvolv*. 2003;11(66):5-11.
- 25 Rocha NACF, Tudella E, Barela JA. Perspectiva dos Sistemas Dinâmicos aplicada ao desenvolvimento motor. *Rev Temas Desenvolv*. 2005;14(79):5-13.

# Efeitos da imobilização articular aguda nos músculos do membro posterior de ratos: análise metabólica e morfométrica

## Effects of short-term joint immobilization in rats hindlimb muscle: metabolic and morphometrical analysis

*título condensado:* Metabolismo e morfometria muscular na imobilização

João Luiz Quagliotti Durigan<sup>1</sup>, Karina Maria Cancelliero<sup>2</sup>, Carolina Náglio Kalil Dias<sup>3</sup>, Carlos Alberto da Silva<sup>4</sup>, Rinaldo Roberto de Jesus Guirro<sup>4</sup>, Maria Luiza Ozores Polacow<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Fisioterapeuta; doutorando em Ciências Fisiológicas na UFSCar (Universidade Federal de São Carlos)

<sup>2</sup> Fisioterapeuta; doutoranda em Fisioterapia na UFSCar

<sup>3</sup> Fisioterapeuta; mestranda em Fisioterapia na UFSCar

<sup>4</sup> Profs. Drs. do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia da Unimep (Universidade Metodista de Piracicaba)

### ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Karina Maria Cancelliero

R. Gomes Carneiro 875 Centro

13400-530 Piracicaba SP

e-mail: karca@terra.com.br

Apresentação: jul. 2005

Aceito para publicação: abr. 2006

### RESUMO

Este estudo visou avaliar o efeito da imobilização aguda (três dias) dos músculos da pata posterior de ratos sobre o perfil metabólico e morfométrico. Dez ratos Wistar foram divididos em dois grupos (n=5 cada), controle e o grupo dos que tiveram uma pata posterior imobilizada com órtese de resina acrílica em posição neutra de tornozelo durante três dias. Após esse prazo, foram avaliados: conteúdo de glicogênio dos músculos sóleo (S), extensor longo dos dedos (ELD), gastrocnêmio branco (GB), gastrocnêmio vermelho (GV) e tibial anterior (TA), peso, área das fibras e tecido conjuntivo intramuscular do sóleo. Os dados coletados foram submetidos a análise estatística com índice de significância fixado em  $p < 0,05$ . A imobilização não promoveu alterações significativas ( $p > 0,05$ ) nas reservas de glicogênio do músculo sóleo e no GV; houve porém redução significativa de 26% no GB, 40% no ELD e 36% no TA. Além disso, a imobilização não promoveu redução significativa do peso muscular do sóleo. A análise morfométrica mostrou redução significativa de 31% na área das fibras do sóleo e aumento significativo de 279% na densidade do tecido conjuntivo intramuscular. Conclui-se que as alterações morfométricas são evidenciadas já na fase aguda da imobilização, antecedendo as metabólicas e a do peso do sóleo. Isso leva a ressaltar a importância da intervenção fisioterapêutica durante a fase aguda da imobilização, para minimizar alterações musculoesqueléticas também observadas a longo prazo.

Descritores: Imobilização /aguda; Músculo esquelético/ metabolismo/ morfometria

### ABSTRACT

The aim of this work was to evaluate the effect of acute (three-day) immobilization in rats hindlimb muscles onto the metabolic and morphologic profile. Ten Wistar rats were divided into two groups (n=5 each): control group and that of immobilized limb with acrylic resin orthosis in ankle neutral position during three days. After this period, analyses made were: glycogen reserves of the soleus muscle (S), extensor digitorum longus (EDL), white gastrocnemius (WB), red gastrocnemius (RG) and tibialis anterior (TA), soleus weight, fiber area, and intramuscular connective tissue. Data were statistically treated, with significance set at  $p < 0,05$ . Immobilization did not promote significant alterations in S glycogen reserves and in RG; however, there was significant reduction (of 26%) in the WG, 40% in ELD and 36% in TA. Moreover, immobilization did not promote significant reduction in S weight. The morphometric analysis showed significant reduction of the S fiber area in 31%, as well as significant increase (of 279%) in intramuscular connective tissue. It may thus be said that morphologic alterations take place *during* the immobilization acute phase, preceding S weight and metabolic changes. These data highlight the importance of early physical therapy intervention during the short-term immobilization phase, aiming at minimizing skeletal muscle alterations also observed in the long term.

Key words: Immobilization /short-term; Muscle, skeletal / metabolism / morphometry

## INTRODUÇÃO

A imobilização é freqüentemente utilizada para o tratamento de distúrbios ortopédicos, apesar de induzir efeitos deletérios como hipotrofia muscular, proliferação do tecido conjuntivo, redução de extensibilidade, força e resistência muscular<sup>1-4</sup>.

O desuso muscular induz proliferação do tecido conjuntivo intramuscular tanto no perímio quanto no endomímio, além de induzir aumento da renovação (*turnover*) do colágeno no tecido conjuntivo<sup>5-8</sup>. Simultaneamente, ocorre redução na área das fibras musculares, bem como na densidade dos capilares<sup>9,10</sup>. A homeostasia metabólica das fibras musculares também pode ser comprometida pelo desuso muscular, induzindo ao quadro de resistência à insulina e a um estado catabólico nos músculos esqueléticos afetados de humanos<sup>4</sup>.

Historicamente, vários modelos experimentais foram desenvolvidos para determinar as mudanças que ocorrem no músculo após um período de imobilização. Técnicas invasivas como desnervação, tenotomia, fixação da articulação por meio de pinos, bem como as não-invasivas, como imobilização por órteses de gesso, de resina acrílica, de tecido de algodão, suspensão do corpo e repouso em leito, fornecem a base científica para o conhecimento das alterações provocadas pelo desuso muscular<sup>11,12</sup>.

Além dos diversos modelos utilizados para o estudo do desuso muscular, outros fatores se diferenciam como o tipo de fibra muscular analisada, a posição articular, o material utilizado para a confecção do dispositivo e, ainda, o período de imobilização.

A literatura apresenta vários trabalhos que utilizaram diferentes períodos de desuso muscular. Em 1998, Thompson *et al.*<sup>13</sup> observaram os efeitos da suspensão na função dos músculos sóleo e gastrocnêmio, relatando redução de peso em 19% no sóleo e 13% no gastrocnêmio após uma semana de desuso. Mercier *et al.*<sup>14</sup> estudaram a suspensão após 21 dias e observaram uma redução de 40% no peso do músculo sóleo e 18% no músculo extensor longo dos dedos. Em 2004, Kourtidou-Papadeli *et al.*<sup>15</sup> relataram redução do peso muscular de 33,87% no sóleo e 15,08% no extensor longo dos dedos durante um período de 45 dias de imobilização. Assim, pode-se observar nos diversos estudos que, em um mesmo modelo, há diferentes respostas teciduais, decorrentes das variações do tempo de desuso.

Alguns autores sugerem que a maioria das mudanças ocorre nos primeiros sete dias<sup>7,8,16</sup>. Outros trabalhos apontam evidências que, antes de um período de quatro dias de desuso, já existem alterações no peso e área das fibras musculares<sup>5,17-19</sup>.

A manutenção do peso muscular é controlada por um balanço na síntese e na degradação das proteínas intramusculares. Nesse sentido, alguns trabalhos relatam que a síntese proteica decresce rapidamente nas primeiras horas de desuso muscular<sup>20,21</sup>. Na mesma linha de pesquisa, Williams e Goldspink<sup>8</sup> demonstraram que as alterações na proliferação do tecido conjuntivo são evidenciadas precocemente no músculo sóleo imobilizado em posição encurtada, já que apenas dois dias após a imobilização houve rápido aumento na quantidade de tecido conjuntivo no perímio.

Diante dessas observações, o objetivo deste trabalho foi avaliar o efeito da imobilização aguda (três dias) por órtese (de resina acrílica) em músculos de membro posterior de ratos sobre o perfil metabólico e morfométrico.

## METODOLOGIA

Ratos Wistar (3 a 4 meses, 250-300g) foram mantidos em condições controladas de biotério, recebendo água e ração *ad libitum* e tratados segundo recomendações do *Guide for care use of laboratory animals*<sup>22</sup>. A caixa, contendo três animais, tinha a dimensão de 40x30cm e foi forrada com jornal, já que a serragem poderia entrar no compartimento interno da órtese, podendo provocar lesões cutâneas. Os animais foram divididos em dois grupos (n=5 cada): controle (GC) e imobilizado durante três dias (GI).

Para a imobilização, os ratos foram anestesiados com pentobarbital sódico (40 mg/kg peso) e o membro posterior esquerdo imobilizado com o modelo de resina acrílica, o qual foi adaptado no membro posterior dos ratos, associado a uma cinta de PVC (diâmetro 40mm) revestida com látex, a dois rotadores laterais (15 mm de extensão), os quais permitiram sua movimentação<sup>11</sup>(Figura 1a). O conjunto, com aproximadamente  $22,72 \pm 2,25$  (média $\pm$ dp) gramas não interferiu na deambulação do animal, havendo descarga de peso no membro imobilizado durante a deambulação (Figura 1b).

*inserir Figura 1- p.f.substituir A e B maiúsculas por a e b minúsculas*

**Figura 1 a:** órtese em posição neutra do tornozelo constituída do modelo de resina acrílica (1), rotadores laterais (2) e cinta abdominal (3). **b:** adaptação da órtese no membro posterior esquerdo, mantendo a articulação do tornozelo em posição neutra

Após o período experimental, foram avaliados: conteúdo de glicogênio dos músculos sóleo (S), extensor longo dos dedos (ELD), gastrocnêmio branco (GB), gastrocnêmio vermelho (GV) e tibial anterior (TA), peso do sóleo, área das fibras e tecido conjuntivo intramuscular do sóleo.

Para a determinação do glicogênio muscular seguiu-se o protocolo descrito por Siu *et al.*<sup>23</sup>, que consiste na digestão das amostras musculares em KOH 30% a quente e o glicogênio precipitado pela passagem por etanol. Entre uma fase e outra da precipitação, a amostra foi centrifugada a 3.000 rpm (rotações por minuto) durante 15 minutos. O glicogênio precipitado foi submetido à hidrólise ácida na presença de fenol. Os valores foram expressos em mg/100 mg de peso úmido.

Para a análise morfométrica do sóleo, o segmento ventral foi fixado e tamponado em solução de formol a 10%. O material foi processado em parafina obtendo-se vários cortes transversais não-seriados de 7 $\mu$ m de espessura, que foram corados pela Hematoxilina-Eosina (HE). Foi utilizado um sistema de análise de imagens constituído do *software* Image Pro-plus 4.0 (Media Cybernects), câmera digital (JVC) acoplada a um microscópio (Zeiss) com integração a um microcomputador. Todas as imagens foram obtidas com objetiva de 10x.

Foram analisadas as áreas de 375 fibras do músculo sóleo por animal, assim escolhidos: 15 fibras por área, sendo 5 áreas por corte, num total de 5 cortes por animal. Utilizou-se um retículo quadriculado para a escolha de 15 fibras por corte, aleatoriamente, que coincidem com as interseções de retas. Para a análise da densidade do tecido conjuntivo intramuscular foi utilizado o sistema de planimetria por contagem de pontos proposto por Mathieu *et al.*<sup>24</sup> e a quantificação foi realizada por meio de um retículo com quadrados de 2.500  $\mu$ m<sup>2</sup> contendo 56 intersecções de reta. Foram contados os pontos coincidentes no endomísio e perímio, em 5 áreas por corte, sendo 5 cortes por animal, perfazendo um total de 1.400 pontos por



animal. Desse modo, a área relativa do tecido conjuntivo (densidade de área) foi calculada dividindo-se a soma do número de pontos coincidentes nas intersecções de reta sobre o tecido conjuntivo (endomísio e perimísio) pelo número total de pontos.

Apesar de cinco músculos do membro posterior serem escolhidos para a análise metabólica, o sóleo foi o escolhido para a morfométrica por ser o músculo que apresenta maior grau de atrofia segundo a literatura, devido ao fato de ser predominantemente composto de fibras tipo I, ou seja, fibras posturais, além de uniarticular<sup>1, 25-27</sup>.

A análise estatística foi realizada inicialmente pelo teste de normalidade Kolmogorov-Smirnov. Para as variáveis peso muscular e glicogênio, que apresentaram distribuição normal, foi utilizado o teste t de Student. Para as variáveis área das fibras musculares e densidade do tecido conjuntivo foi utilizado o teste das ordens assinaladas de Wilcoxon, já que as mesmas não apresentaram distribuição normal. Em todos os cálculos foi fixado um nível crítico de 5% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS

A imobilização do membro posterior durante três dias não promoveu alterações significativas ( $p > 0,05$ ) nas reservas de glicogênio do músculo sóleo e no GV, conforme mostra a Tabela 1. Por outro lado, houve redução significativa ( $p < 0,05$ ) de 26% no GB, 40% no ELD e 36% no TA. Vale destacar que a imobilização não promoveu redução significativa ( $p > 0,05$ ) no peso muscular do sóleo (GC:  $123,5 \pm 5,28$ ; GI:  $127,2 \pm 13,59$ ).

**Tabela 1** Concentração (média±dp) de glicogênio (mg/100mg) dos músculos sóleo, gastrocnêmio branco (GB), gastrocnêmio vermelho (GV), extensor longo dos dedos (ELD) e tibial anterior (TA) nos grupos controle (GC) e imobilizado (GI)

Grupos	S	GB	GV	ELD	TA
GC	0,37±0,09	0,48±0,05	0,40±0,03	0,38±0,07	0,34±0,08
GI	0,35±0,02	0,31±0,03*	0,37±0,02	0,23±0,05*	0,22±0,02*

n=5;  $p < 0,05$ ; \*comparado ao C

Quanto à análise morfométrica, a imobilização promoveu redução significativa ( $p < 0,05$ ) da área das fibras do músculo sóleo em 31% (Tabela 2), bem como aumento significativo ( $p < 0,05$ ) da densidade do tecido conjuntivo intramuscular em 279% em relação ao grupo controle, conforme mostram a Tabela 3 e a Figura 2.

**Tabela 2** Mediana da área das fibras ( $\mu\text{m}^2$ ) do sóleo nos grupos controle (GC) e imobilizado (GI)

Grupos	1º Quartil	Mediana	3º Quartil
GC	2180,23	2496,13	2878,66
GI	1382,704	1733,59 *	2099,445

n=5;  $p < 0,05$ ; \*comparado ao C

**Tabela 3** Mediana da densidade de área (%) do tecido conjuntivo dos grupos controle (GC) e imobilizado (GI)

Grupos	1º Quartil	Mediana	3º Quartil
GC	7,14	8,93	10,71
GI	26,79	33,93 *	41,07

n=5;  $p < 0,05$ ; \*comparado ao C

*inserir Figura 2 por aqui - idem A e B por a e b*

**Figura 2** a: imagem das fibras do sóleo do grupo controle. b: imagem do sóleo do grupo imobilizado. Nota-se redução da área das fibras musculares (\*) e aumento do tecido conjuntivo em relação ao grupo controle (⇒)

## DISCUSSÃO

A imobilização muscular, condição freqüente na prática clínica da fisioterapia, pode comprometer a homeostasia metabólica das fibras musculares, além de causar hipotrofia muscular, alterações do tecido conjuntivo, redução das reservas de glicogênio, da creatina quinase, dos sarcômeros em série, da força e resistência à fadiga<sup>21</sup>.

Tem sido observado que a maior vulnerabilidade das fibras musculares lentas (tipo I) é devido a diferenças de metabolismo, quando comparadas às fibras musculares rápidas (tipo II), sendo que a imobilização parece ter efeitos diferentes na síntese protéica dos diferentes tipos de fibras musculares<sup>25</sup>. Nesse sentido, foi observado que as enzimas oxidativas respondem por meio da diminuição de sua atividade durante a imobilização, sugerindo que as fibras musculares que têm metabolismo predominantemente oxidativo (tipo I) são as mais susceptíveis à atrofia muscular<sup>1</sup>.

Além da susceptibilidade à atrofia inerente ao metabolismo das fibras tipo I, outro fator que determina essa condição são as características de fibras posturais. Nesse sentido, Ploug *et al.*<sup>27</sup> relacionaram a maior susceptibilidade do sóleo à atrofia por inatividade devido a ser este um músculo postural e ter uma atividade basal maior do que os não-posturais. Esses estudos corroboram a afirmação de Lieber<sup>26</sup>, reforçando o que a literatura relata, de que os músculos considerados antigravitacionários, os uniarticulares e os que possuem maior proporção de fibras lentas são os mais vulneráveis à atrofia induzida pelo desuso muscular.

Sendo assim, o músculo sóleo, predominantemente composto por fibras tipo I, foi o escolhido para a análise morfométrica devido a sua maior susceptibilidade à atrofia muscular inerente ao desuso. A análise do conteúdo de glicogênio também foi realizada nesse músculo, além dos demais que compõem o tríceps sural e o compartimento anterior do membro inferior.

Com relação ao peso do músculo sóleo, não foi observada redução significativa, nem de suas reservas de glicogênio. Por outro lado, ocorreu redução significativa na área da fibra, além do aumento do tecido conjuntivo. Apesar de neste estudo não se revelarem alterações no conteúdo de glicogênio e no peso do sóleo no período de três dias, em estudo anterior<sup>11</sup> já relatamos alterações metabólicas e morfológicas em músculos submetidos a sete dias de imobilização articular, sugerindo-se que o estímulo agudo de imobilização no presente estudo não foi suficiente para promover alterações metabólicas ou no peso do músculo sóleo.

Outros estudos também demonstraram que a maioria das mudanças no sistema musculoesquelético ocorre nos primeiros sete dias de desuso muscular<sup>7,8,16</sup>. Apesar de existir um consenso na literatura sobre as alterações mais evidentes no período de sete dias, este trabalho observou modificações nos parâmetros morfométricos no sóleo mesmo no período de três dias, além do comprometimento metabólico dos outros músculos, como GB, TA e ELD. Vale destacar que o sóleo e o GV, de fibras tipo I, não reduziram suas reservas de glicogênio, diferentemente dos outros músculos,

predominantemente compostos de fibras tipo II. Isso pode ser justificado pela diferença de metabolismo nas fibras de tipos I e II, já que as fibras tipo I têm metabolismo do tipo oxidativo e as do tipo II metabolismo predominantemente glicolítico. As fibras oxidativas obtêm energia por meio de várias reservas como os ácidos graxos livres, fosfocreatina e glicogênio. Por outro lado, as fibras de metabolismo glicolítico mobilizam energia principalmente por meio da glicogenólise<sup>28</sup>.

Nesse sentido, possivelmente ocorreu redução do conteúdo de glicogênio nas fibras do tipo II por ser este utilizado como principal substrato para obtenção de energia, fato não observado para as fibras tipo I. No estudo de Silva *et al.*<sup>11</sup>, observou-se que sete dias de imobilização foram suficientes para a redução das reservas de glicogênio tanto nas fibras tipo I quanto nas tipo II, sugerindo que o tempo de desuso muscular pode ser um fator determinante para essa resposta.

De maneira geral, a imobilização por diferentes períodos resulta em atrofia variando de 15% a 70%, dependendo dos animais utilizados e das fibras avaliadas<sup>22</sup>. Gomes *et al.*<sup>9</sup> observaram redução de 43% da área da fibra do músculo sóleo imobilizado durante três semanas. Kannus *et al.*<sup>10</sup> relataram redução de 69% da área da fibra do músculo sóleo imobilizado por meio de aparelho gessado durante três semanas.

Outros trabalhos efetuaram a avaliação dos efeitos da imobilização aguda no comprometimento do sistema musculoesquelético. Williams e Goldspink<sup>8</sup> imobilizaram a articulação do tornozelo em posição encurtada e alongada durante duas semanas e não observaram alterações no diâmetro da fibras do músculo sóleo após dois dias de imobilização. Por outro lado, Smith *et al.*<sup>19</sup> avaliaram o sóleo de coelhos no segundo e sexto dia após imobilização em posição encurtada e observaram redução no peso muscular (15%), bem como na área de secção transversa (16%) em apenas dois dias de imobilização, sendo que a redução foi mais significativa no sexto dia. Outros autores também relataram redução (19%) do peso muscular do sóleo de ratos após quatro dias de imobilização<sup>18</sup>.

Resultados semelhantes foram descritos por Ahtikoski *et al.*<sup>5</sup>, que estudaram a imobilização articular durante três dias em ratos e observaram redução de 20% do peso do músculo sóleo em posição encurtada e 17% em posição alongada. Bodine *et al.*<sup>17</sup> compararam o peso do gastrocnêmio de ratos em três modelos de desuso (imobilização, suspensão e denervação). Concluíram que já nos primeiros três dias de desuso ocorreu redução de aproximadamente 10% do peso muscular nos três modelos estudados.

A redução da área das fibras, bem como do peso do músculo sóleo ocorre pelas modificações no balanço da síntese e degradação protéica, já evidenciada nas fases iniciais do desuso muscular. Nesse sentido, Booth e Sneider<sup>20</sup> demonstram que ocorre redução na síntese protéica de 37% já nas primeiras 6 horas de imobilização. Ainda foi observada, nas primeiras 24 horas de suspensão, redução de 50% na síntese de proteínas do músculo sóleo de ratos<sup>21</sup>. Esses trabalhos corroboram os resultados deste estudo, já que foi observada redução de 31% na área das fibras do músculo sóleo imobilizados durante 3 dias.

Em relação à densidade de área do tecido conjuntivo do músculo sóleo, os resultados do presente estudo são semelhantes aos de outros pesquisadores que

demonstraram aumento da densidade na condição de imobilização. Nesse contexto, Williams e Goldspink<sup>8</sup> observaram que, em apenas dois dias de imobilização na posição encurtada, o sóleo apresentou aumento na quantidade de tecido conjuntivo no perímio. Ainda foi constatado que as fibras de colágeno do perímio apresentavam um ângulo de fixação mais agudo do que o observado nos músculos normais, com conseqüente diminuição da elasticidade muscular e aumento da tensão passiva. Outros autores relataram redução da concentração do colágeno tipo IV no músculo sóleo de ratos após três dias de imobilização em posição encurtada e alongada em ratos<sup>5</sup>.

Para Józsa *et al.*<sup>3</sup>, independente do modelo de desuso muscular estudado (imobilização, tenotomia ou denervação), a quantidade de tecido conjuntivo intramuscular aumenta significativamente, variando de 50% a até 700%. Além disso, outros autores demonstraram que o aumento da densidade do tecido conjuntivo ocorre no endomísio e perímio<sup>10</sup>. Também foi relatado que durante a imobilização ocorre aumento do *turnover* do colágeno no tecido conjuntivo exposto à imobilização<sup>8</sup>. Segundo Amiel *et al.*<sup>21</sup>, a falta de forças fisiológicas atuando sobre o colágeno durante o desuso muscular impede a formação de ligações cruzadas, dando origem a fibras imaturas que são responsáveis pela fibrose.

## CONCLUSÃO

Conclui-se que as alterações morfológicas já são evidenciadas na fase aguda da imobilização, antecedendo as alterações no glicogênio e de peso do músculo sóleo. Por outro lado, os demais músculos predominantemente compostos de fibras tipo II apresentaram alterações nas reservas glicogênicas. Vale pois ressaltar a importância da intervenção fisioterapêutica durante a fase precoce da imobilização, visando minimizar as alterações musculoesqueléticas também observadas a longo prazo.

## REFERÊNCIAS

- 1 Appell HJ. Muscular atrophy following immobilization. *Sports Med.* 1990;7:42-58.
- 2 Caiozzo VJ, Green S. Breakout session 3: issues related to muscle growth, atrophy, and tissue engineering. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;403:252-61.
- 3 Józsa L, Kannus P, Thoring J, Reffy A, Jarvinen M, Kvist M. The effect of tenotomy and immobilization on intramuscular connective tissue. *J Bone Joint Surg.* 1990;72:293-7.
- 4 Reardon KA, Davis J, Kapsa RM, Choong P, Byrne E. Myostatin, insulin-like growth factor-1, and leukemia inhibitory factor are upregulated in chronic human disuse muscle atrophy. *Muscle Nerve.* 2001;24:893-9.
- 5 Ahtikoski AM, Koskinen SO, Virtanen P, Kovanen V, Ristel J, Takala TE. Synthesis and degradation of type IV collagen in rat skeletal muscle during immobilization in shortened and lengthened positions. *Acta Physiol Scand.* 2003;177:473-81.
- 6 Amiel D, Woo SLY, Harwood FL, Akeson WH. The effect of immobilization on collagen turnover in connective tissue: a biochemical-biomechanical correlation. *Acta Orthop Scand.* 1982;53:325-32.
- 7 Okita M, Yoshimura T, Nakano J, Motomura M, Eguchi K. Effects of reduced joint mobility on sarcomere length, collagen fibril arrangement in the endomysium, and hyaluronan in rat muscle. *J Microsc.* 2004;25:159-66.
- 8 Williams PE, Goldspink G. Connective tissue changes in immobilized muscle. *J Anat.* 1984;138:343-50.
- 9 Gomes ARS, Coutinho EL, França CN, Polonio J, Salvini TF. Effect of one stretch a week applied to the immobilized soleus muscle on rat muscle fiber morphology. *Braz J Med Biol Res.* 2004;37:1473-80.

- 10 Kannus P, Jozsa L, Jarvinen TL, Kvist M, Vieno T, Jarvinen TA, et al. Free mobilization and low-to-high-intensity exercise in immobilization-induced muscle atrophy. *J Appl Physiol.* 1998;84:1418-24.
  - 11 Silva CA, Guirro RRJ, Polacow MLO, Cancelliero KM, Durigan JLQ. Proposal for rat hindlimb joint immobilization: orthoses with acrylic resin model. *Braz J Med Biol Res.* 2006;39: (in press).
  - 12 Musacchia XJ, Stefen JM, Fell RD. Disuse atrophy of skeletal muscle: animal models. *Exerc Sport Sci Rev.* 1988;16:61-87.
  - 13 Thompson LV, Johnson SA, Shoeman JA. Single soleus muscle fiber function after hindlimb unweighting in adult and aged rats. *J Appl Physiol.* 1998;84:1937-42.
  - 14 Mercier C, Jobin J, Lépine C, Simard C. Effects of hindlimb suspension on contractile properties of young and old rat muscles and the impact of electrical stimulation on the recovery process. *Mech Ageing Dev.* 1999;106:305-20.
  - 15 Kourtidou-Papadeli C, Kyparos A, Albani M, Frossinis A. Electrophysiological, histochemical, and hormonal adaptation of rat muscle after prolonged hindlimb suspension. *Acta Astronaut.* 2004;54:737-47.
  - 16 Józsa L, Thoring J, Jarvinen M, Kannus P, Lehto M, Kvist M. Quantitative alterations in intramuscular connective tissue following immobilization: an experimental study in the rat calf muscles. *Exp Mol Pathol.* 1988;49:267-78.
  - 17 Bodine SC, Latres E, Baumhueter S, Lai VK, Nunez L, Clarke BA, et al. Identification of ubiquitin ligases required for skeletal muscle atrophy. *Science.* 2001 Nov 23; 294(5547):1704-8.
  - 18 Kondo H, Nakagaki I, Sasaki S, Hori S, Itokawa Y. Mechanism of oxidative stress in skeletal muscle atrophied by immobilization. *Am J Physiol.* 1993;265:839-44.
  - 19 Smith HK, Maxwell L, Martyn JA, Bass JJ. Nuclear DNA fragmentation and morphological alteration in adult rabbit skeletal muscle after short-term immobilization. *Cell Tissue Res.* 2000;302:235-41.
  - 20 Booth FW, Seider MJ. Early change in skeletal muscle protein synthesis after limb immobilization of rats. *J Appl Physiol.* 1979;47:974-7.
  - 21 Taillandier D, Arousseau E, Combaret L, Guezennec CY, Attaix D. Regulation of proteolysis during reloading of the unweighted soleus muscle. *Int J Biochem Cell Biol.* 2003;35:665-75.
  - 22 National Research Council. Guide for the care and use of laboratory animals. Washington: National Academy Press; 1996.
  - 23 Siu LO, Russeau JC, Taylor AW. Determination of glycogen in small tissue samples. *J Appl Physiol.* 1970;28:234-6.
  - 24 Mathieu O, Cruz-Orive LM, Hoppeler H, Weibel ER. Measuring error and sampling variation in stereology: comparison of the efficiency of various methods for planar image analysis. *J Microsc.* 1981;121:75-88.
  - 25 Heslinga HJ, Kronnie G, Huijing PA. Growth and immobilization effects on sarcomeres: a comparison between gastrocnemius and soleus muscles of the adult rat. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1995;70:49-57.
  - 26 Lieber RL. Skeletal muscle structure, function, and plasticity, the physiological basis of rehabilitation. 3rd.ed. Philadelphia: Lippincott; 2001.
  - 27 Ploug T, Ohkuwa T, Handberg A, Vissing J, Galbo, H. Effect of immobilization on glucose transport and glucose transporter expression in rat skeletal muscle. *Am J Physiol Endocrinol Metab.* 1995;268:980-6.
  - 28 Zierath JR, Hawley JA. Skeletal muscle fiber type: influence on contractile and metabolic properties. *PLoS Biol.* 2004;10:337-48.
  - 29 Qin L, Appell HJ, Chan KM, Maffulli N. Electrical stimulation prevents immobilization atrophy in skeletal muscle of rabbits. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78:512-7.
- Agradecimento ao apoio financeiro concedido pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES).

# Reprodutibilidade da eletromiografia na fadiga muscular durante contração isométrica do músculo quadríceps femoral

## Reproducibility of electromyography of muscular fatigue during isometric contraction of the quadriceps muscle

*título condensado:* EMG na fadiga muscular do quadríceps femoral

Fernanda Ishida Corrêa<sup>1</sup>, João Carlos Ferrari Corrêa<sup>2</sup>, José Luiz Martinelli<sup>3</sup>, Adriano Rodrigues de Oliveira<sup>3</sup>, Cláudia Santos Oliveira<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Fisioterapeuta; doutoranda em Engenharia Biomédica; Profa. MSc do Curso de Fisioterapia, Depto. de Ciências da Saúde do Uninove (Centro Universitário Nove de Julho, SP)

<sup>2</sup> Fisioterapeuta; Prof. Dr. do Curso de Fisioterapia do Uninove

<sup>3</sup> Fisioterapeutas pelo Uninove

<sup>4</sup> Fisioterapeuta; Profa. Dra. do Curso de Engenharia Biomédica do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Univap (Universidade do Vale do Paraíba, SP)

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

João Carlos F. Corrêa

R. Voluntários da Pátria 4280 apto. 81-A Santana

02402-600 São Paulo SP

e-mail: jcorrea@uninove.br

Apresentação: ago. 2005

Aceito para publicação: maio 2006

### RESUMO

Visou-se investigar a reprodutibilidade de medições eletromiográficas durante contração isométrica fadigante nos músculos reto femoral, vasto medial e vasto lateral. Dez voluntários saudáveis (cinco homens e cinco mulheres) foram selecionados e avaliados em dois dias (teste e re-teste) com uma semana de intervalo. Os sinais eletromiográficos do reto femoral, vasto medial e vasto lateral foram registrados durante contração sustentada isométrica a 80% da contração isométrica voluntária máxima mantida até a exaustão (considerada quando do decréscimo em 20% dos valores iniciais). A fadiga no mecanismo extensor do quadríceps foi descrita utilizando-se três medidas para a frequência mediana: inicial, final e valor normalizado. Os dados eletromiográficos iniciais, finais e normalizados mostram pouca variação, indicando similaridade entre as medidas; foi constatada alta confiabilidade para os três músculos avaliados. Torna-se evidente, pelo declínio dos valores da frequência mediana, o processo de fadiga muscular, relacionado a mudanças fisiológicas do músculo. Os altos valores do índice de correlação intra-classe encontrados no teste e re-teste indicam a reprodutibilidade da medição da fadiga muscular pela contração sustentada do músculo quadríceps femoral, demonstrando que a metodologia proposta é fidedigna e confiável, permitindo que seja utilizada como base para obtenção de indicadores de fadiga muscular.

**Descritores:** Eletromiografia; Fadiga muscular; Músculo quadríceps; Reprodutibilidade de testes

### ABSTRACT

The purpose of this study was to determine test-retest reliability of electromyography (EMG) during sustained fatiguing contractions of the quadriceps. Ten healthy subjects (five male, five female) were tested on two days, one week apart. Surface EMG was recorded from rectus femoris, vastus lateralis and vastus medialis during sustained isometric contractions at 80% of maximal voluntary contraction held to exhaustion. Quadriceps fatigue was described using three measures for recorded median frequencies (MDF): initial, final, and normalized. Collected initial, final and normalized values showed little variation, indicating similarity between the measures; high reliability (ICC, Intraclass Correlation Coefficient = 0.60-0.85) was found for all three muscle groups at contraction level. The gradual decline in median frequency values clearly exposes the process of muscle fatigue, related to muscles' physiological changes. The high ICC values found point to reproducibility of measuring muscular fatigue during femoral quadriceps sustained contraction, showing that the proposed methodology is reliable and trustworthy, hence may be used to assess muscular fatigue.

**Key words:** Electromyography; Muscle fatigue; Quadriceps muscle; Reproducibility of results

## INTRODUÇÃO

O termo fadiga descreve uma condição em que um músculo não é mais capaz de gerar ou sustentar a produção de força esperada. A fadiga é altamente variável, e é influenciada pela intensidade e duração da atividade contrátil, pela condição de a fibra muscular estar usando metabolismo aeróbio ou anaeróbio, pela composição do músculo e pelo nível de condicionamento físico do indivíduo<sup>1</sup>. A fadiga muscular é considerada um processo fisiológico, causada pela contínua atividade de contração muscular que leva ao aumento da amplitude e duração dos potenciais eletromiográficos, devido aos processos de recrutamento por somação das unidades motoras<sup>2</sup>.

Existem vários métodos para quantificar a fadiga em humanos durante a atividade muscular<sup>3</sup>. Dentre eles, destaca-se a eletromiografia de superfície (EMG), que é não-invasivo e objetivo para medir o processo fisiológico que ocorre durante a atividade muscular sustentada, aceito e estabelecido para quantificar a fadiga<sup>4</sup>.

A eletromiografia tem sido utilizada para estudar aspectos fisiológicos da atividade muscular. A reprodutibilidade dos parâmetros espectrais do sinal EMG em músculos tem sido analisada por diferentes autores<sup>3,5-9</sup>, referindo-se à consistência da ferramenta de medida utilizada. Um método reprodutível é aquele que apresenta erro de medida pequeno<sup>6</sup>. A eletromiografia de superfície pode ser influenciada por propriedades fisiológicas, como a característica muscular da fibra, e não-fisiológicas, como o tamanho do eletrodo<sup>5</sup>. Podem ocorrer variações no local de reaplicação do eletrodo e na preparação da pele<sup>10</sup>. Assim, é importante estabelecer a reprodutibilidade da medida derivada do sinal EMG para avanços clínicos e de pesquisa, especialmente quando o sinal é utilizado para determinar diferenças na *performance* muscular no tempo em um mesmo indivíduo e em indivíduos diferentes<sup>5</sup>.

Alguns estudos têm testado a reprodutibilidade da eletromiografia para avaliar a fadiga muscular. Mathur *et al.*<sup>5</sup> avaliaram a fadiga do músculo quadríceps em indivíduos saudáveis durante a contração isométrica com intervalo de uma semana entre cada avaliação. Arnall *et al.*<sup>11</sup> avaliaram a fadiga durante contração isométrica do músculo paravertebral com intervalo de três dias entre cada avaliação. Os dois estudos concordam sobre a eficácia da eletromiografia para avaliar a fadiga, porém com o cuidado de sempre manter os mesmos parâmetros, como colocação do eletrodo, preparação da pele, posição do membro e tarefa executada pelo sujeito, pois qualquer mudança em um desses parâmetros pode interferir nos resultados.

Avaliar a reprodutibilidade de diversos parâmetros do sinal EMG pode fornecer informação sobre quais variáveis se modificam em função de intervenções e quais são modificadas pelo acaso.

Assim, este trabalho tem como objetivo investigar a reprodutibilidade na avaliação de medidas eletromiográficas durante contração isométrica fadigante nos músculos reto femoral, vasto medial e vasto lateral, com uma semana de intervalo entre a primeira e a segunda avaliação (teste e re-teste).

## METODOLOGIA

Participaram deste estudo dez voluntários adultos jovens e saudáveis, sendo

cinco homens e cinco mulheres, sem história prévia ou associada de doenças cardiorrespiratórias, neuromusculares ou ortopédicas que comprometessem o movimento de extensão do joelho dominante e apresentassem força grau cinco. O experimento foi realizado após aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa (COEP) do Centro Universitário Nove de Julho – Uninove (segundo a resolução CNS 196/96, do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96). Todos os voluntários foram informados do protocolo de estudo e receberam orientação sobre o procedimento a que seriam submetidos, além de assinarem o Termo de Consentimento livre e esclarecido.

Para garantir homogeneidade na coleta dos dados, foi proposto e realizado o seguinte protocolo: a) verificação da temperatura da sala (aproximadamente 24°), adequada para o funcionamento do equipamento; b) calibrações e configurações dos canais a serem utilizados; c) análise da linha de base em repouso, a fim de constatar o funcionamento e calibração do EMG; d) averiguação da perfeita ordem de todos os materiais complementares à realização da coleta de dados, como fita adesiva, goniômetro, algodão e ficha de controle dos dados.

Durante a coleta dos dados, os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira sem encosto, com joelhos fletidos a 60° graus, mãos cruzadas sobre o tórax e tronco ereto. Uma célula de carga, modelo SV-100, com capacidade nominal de 100 Kg, construída de alumínio anodizado, com sensibilidade de  $\pm 10\%$  foi fixada ao redor do tornozelo e à cadeira por uma corrente inextensível.

O sistema de aquisição de sinais EMG utilizado consistiu de três pares de eletrodos de superfície do tipo ativo, bipolar e diferencial, utilizado para captação da atividade elétrica dos músculos. O sinal foi pré-amplificado no eletrodo diferencial com ganho de 10 vezes e razão do modo comum de rejeição igual a 80 dB, e uma frequência de amostragem de 2000 Hz. Os dois componentes do sistema de aquisição de sinais foram conectados a um módulo condicionador de sinais, onde os sinais analógicos foram filtrados com filtro passa-banda de 10 Hz a 500 Hz, e amplificados novamente, com um ganho de 100 vezes, totalizando portanto um ganho final de 1000.

Os eletrodos de superfície foram colocados sobre os músculos reto femoral, vasto medial e vasto lateral do membro inferior dominante, a uma distância de 15 cm, 7 cm e 5 cm da patela, respectivamente, acompanhando o sentido longitudinal das fibras musculares. A técnica de localização do ponto motor empregada foi a mesma sugerida por Dainty e Norman<sup>12</sup> que, conforme relatado por Araújo *et al.*<sup>13</sup>, está sujeita a menos erros sistemáticos.

Foi pedido ao voluntário que realizasse três repetições da força máxima de extensão do joelho, obtendo-se uma média. Do produto da força isométrica obtida pelo braço de alavanca, obtivemos o torque médio gerado, do qual se calculou 80%, que seria o valor em que o voluntário deveria manter a contração isométrica do músculo quadríceps femoral até a fadiga, quando o teste era finalizado. O ponto de fadiga das contrações foi determinado quando o torque do voluntário tinha um decréscimo de 20% do nível inicial.

O procedimento foi repetido por todos os voluntários após uma semana de intervalo, no mesmo local e horário onde foi realizada a primeira avaliação.



Para a análise dos dados utilizou-se a média e desvio padrão para descrever o início e final dos valores obtidos; a frequência normalizada foi calculada pela razão entre os valores finais pelos iniciais, ou seja, média do sinal EMG adquirido no segundo final pelo do segundo inicial. Transformada Rápida de Fourier (FFT) foi o método escolhido para calcular a frequência mediana (MDF) com um janelamento (*slice*) de 1 segundo.

O método estatístico utilizado para analisar a variância dos dados foi o índice de correlação intra-classes (ICC, *intraclass correlation coefficient*). Para coeficientes de confiabilidade, valores obtidos entre 0,00 e 0,25 indicam muito baixa correlação; 0,26 a 0,49, baixa correlação; 0,50 a 0,69, correlação moderada; 0,70 a 0,89, alta correlação; e 0,90 a 1,00, correlação excelente.

## RESULTADOS

A Tabela 1 mostra os dados demográficos dos participantes. Os voluntários eram adultos saudáveis, com idade entre 20 e 23 anos, sendo cinco do sexo masculino e cinco do sexo feminino, média de idade semelhante entre os sexos porém com massa e altura média de 85,6 Kg e 1,80 cm nos homens e 55 kg e 1,58 cm nas mulheres.

Tabela 1 Dados demográficos dos participantes (n =10)

Sujeitos	Sexo	Idade (anos)	Massa (Kg)	Altura (m)
1	M	20	84	1,85
2	M	20	92	1,88
3	M	20	88	1,78
4	M	21	79	1,78
5	M	23	85	1,72
Média		20,8	85,6	1,80
6	F	21	60	1,60
7	F	20	49	1,55
8	F	21	52	1,49
9	F	21	55	1,52
10	F	20	59	1,75
Média		20,6	55	1,58

### Torque mensurado

Todos os voluntários completaram as duas sessões de avaliação. A média do torque máximo obtido para todos os voluntários no membro dominante foi de  $102 \pm 35$  Nm no primeiro dia e  $105 \pm 42,1$  Nm no segundo dia, o que através do ICC, demonstra uma confiabilidade na metodologia empregada (ICC = 0,93).

O tempo de duração da contração sustentada a 80% da contração isométrica máxima também mostrou uma reprodutibilidade muito alta quando analisada pelo ICC. A média foi de  $82 \pm 11$  s no primeiro dia e  $88 \pm 18$  s no segundo dia (ICC = 0,96).

### Frequência mediana

Os valores iniciais e finais da frequência mediana, bem como os valores normalizados (razão entre frequência mediana final e frequência mediana inicial) são apresentados na Tabela 2.

**Tabela 2** Freqüência mediana para 80% da contração voluntária isométrica máxima (média e desvio padrão)

80% da CVM	Reto femoral		Vasto medial		Vasto lateral	
	1ª Avaliação	2ª Avaliação	1ª Avaliação	2ª Avaliação	1ª Avaliação	2ª Avaliação
Início (Hz)	85,2± 12,3	92,4 ± 13,8	82,8 ± 10,5	83,9 ± 8,9	79,6 ± 12,3	81,2 ± 11,9
Final (Hz)	69,3 ± 11,5	73,6 ± 13,4	65,6 ± 14,2	66,4 ± 12,5	63,2 ± 11,8	64,8 ± 12,5
Normalizado (Hz)*	0,81 ± 0,03	0,79± 0,065	0,79± 0,022	0,79± 0,014	0,81± 0,084	0,83± 0,021

\* Normalizado: MDF= final MDF/inicial MDF

Como se pode observar, comparando os valores iniciais, finais e normalizados houve pouca variação, indicando similaridade entre as medidas.

O processo de fadiga, durante a contração voluntária isométrica a 80% da força máxima, torna-se evidente pelo declínio dos valores da freqüência mediana, que estão relacionadas com mudanças fisiológicas do músculo, como a forma de onda dos potenciais de ação das unidades motoras afetadas por alterações na velocidade de condução das fibras musculares. Essa velocidade diminui devido a mudanças no pH muscular que, por sua vez, se altera em função do acúmulo de lactato que é gerado no músculo<sup>8</sup>.

A Tabela 3 apresenta os valores do ICC, que indicam a reprodutibilidade das medidas. Apenas a correlação do músculo vasto lateral (início da atividade) foi considerada moderada, sendo que as demais apresentam alta correlação, com valores entre 0,78 e 0,87.

**Tabela 3** Índice de correlação intra-classe (ICC) da freqüência mediana para 80% da contração voluntária isométrica máxima

80% da CVM	Reto femoral	Vasto medial	Vasto lateral
Início (Hz)	0,85	0,78	0,62
Final (Hz)	0,87	0,82	0,79
Normalizado (Hz)*	0,78	0,79	0,85

\* Normalizado: MDF= final MDF/inicial MDF

## DISCUSSÃO

A fadiga muscular é considerada um processo contínuo. Tem sido estudada pela forma progressiva da atividade voluntária que leva a um aumento da amplitude e duração dos potenciais, devido ao recrutamento por somação das unidades motoras, e também a uma diminuição da freqüência mediana, devido a mudanças fisiológicas do músculo.

Neste estudo, freqüência inicial, final e valores normalizados para a freqüência mediana foram utilizados ao compararmos a reprodutibilidade do sinal EMG entre os músculos durante 80% do torque máximo gerado.

Ferramentas comumente utilizadas para a análise da reprodutibilidade são a medida de erro padrão e o coeficiente de correlação intra-classe (ICC). O primeiro pode ser utilizado para verificar o tamanho do erro em relação ao tamanho das mudanças ocorridas nas variáveis estudadas, enquanto o segundo é utilizado para considerar o tamanho do erro em relação a diferenças entre medidas<sup>13</sup>.

Os resultados individuais e em grupo obtidos neste estudo, em que houve pequena variação, indicam reprodutibilidade entre as medidas, confirmando que os parâmetros EMG são potencialmente utilizáveis para avaliarmos a fadiga muscular. Moderada a alta reprodutibilidade foi encontrada para a frequência inicial e final a 80% da contração máxima nos três grupos musculares (reto femoral, vasto medial e vasto lateral). Esses achados estão de acordo com estudos também no quadríceps<sup>5</sup> e tronco<sup>7,11,14</sup>.

Os altos valores de ICC encontrados neste estudo indicam que houve pequena variabilidade intra-sujeitos, o que pode ser atribuído à consistência da ferramenta de medida utilizada, salientando que esta é uma condição indispensável em estudos de reprodutibilidade, que tem como princípio erros de medida pequenos<sup>11</sup>.

Estes resultados demonstram não haver um padrão de atividade EMG semelhante para todos os músculos que compõe o quadríceps femoral. Tais diferenças podem refletir a diversidade morfológica dos sujeitos (como sexo, massa e altura), além da constituição dos tipos de fibras musculares desses músculos. Estudos anatômicos têm relatado uma grande proporção de fibras do tipo I ( $\pm 50\%$ ) no vasto medial comparado ao vasto lateral ( $\pm 30\%$ )<sup>15</sup>, e um significativo número de fibras do tipo II no músculo reto femoral.

Uma possível justificativa para os valores de reprodutibilidade encontrados neste estudo pode ser o fato de os voluntários terem mantido consistentemente a contração ao nível de 80% da contração isométrica voluntária máxima ( $102 \pm 35$  Nm e  $105 \pm 42,1$  Nm), apesar de esse nível de contração exigir alta demanda do mecanismo extensor do joelho – o que é corroborado pela baixa manutenção de contração muscular ( $82 \pm 11$  s no primeiro dia e  $88 \pm 18$  s no segundo dia). Isso de certa forma aponta para uma metodologia fidedigna e confiável, permitindo que esta seja utilizada como base para obtenção de indicadores de fadiga muscular. Outro ponto a ser destacado, e não menos importante, foi o controle da temperatura do laboratório durante a coleta dos dados e local de posicionamento dos eletrodos, fato muitas vezes não mencionado na metodologia de outros estudos.

Outra possível justificativa da reprodutibilidade verificada neste estudo pode ser a característica da amostra, constituída por voluntários jovens e saudáveis, podendo assim ser parâmetros de comparação para populações semelhantes, como obtido por outros autores<sup>8,16</sup>, os quais demonstraram altos valores de reprodutibilidade durante contrações voluntárias isométricas máximas para população sedentária, e valores baixos para população saudável.

Futuros estudos devem examinar a habilidade entre avaliadores para detectar a fadiga muscular utilizando a eletromiografia de superfície, além de mensurar a diferença entre os membros inferiores, a diferentes tempos de intervalo. Thompson e Biedermann<sup>17</sup> relatam que um intervalo de tempo de três meses reduz altamente a reprodutibilidade dos resultados. Em nosso estudo, o intervalo de apenas uma semana não parece influenciar os resultados.

## CONCLUSÃO

Este estudo mostra a reprodutibilidade na avaliação da fadiga muscular pela contração sustentada do músculo quadríceps femoral, revelando uma metodologia fidedigna e confiável, o que pode ser constatado pelos altos valores de ICC encontrados, permitindo que a presente metodologia seja utilizada para obtenção de indicadores de fadiga muscular.

## REFERÊNCIAS

- 1 Silverthorn, DU. Fisiologia humana. 2a.ed. São Paulo: Manole; 2003.
- 2 Basjamian JV, Gopal DN, Ghista DN. Eletrodiagnostic model for Motor Unit Actino Potencial (MUAP) generation. *J Phys Med.* 1985; 64:279-94.
- 3 West W, Hicks A, Clements L, Dowling J. The relationship between voluntary electromyogram, endurance time and intensity of effort in handgrip exercise. *Eur J Appl Physiol.* 1995;71:301-5.
- 4 Newell KM, Carlton LG. On the relationship between peak force and peak force variability in isometric tasks. *J Mot Behav.* 1985;17:230-40.
- 5 Mathur S, Eng JJ, McIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15:102-10.
- 6 Elfving B, Németh G, Arvidsson I, Lamontagne M. Reliability of EMG spectral parameters in repeated measurements of back muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999; 09:235-43.
- 7 Peach JP, Gunning J, McGill SM. Reliability of spectral EMG parameters of healthy back extensors during submaximal isometric fatiguing contractions and recovery. *J Electromyogr Kinesiol.* 1998; 8:403-10.
- 8 Dederling A, Hjelmsäter MR, Elfving B, Harms-Ringdahl K, Németh G. Between-days reliability of subjective and objective assessments of back extensor muscle fatigue in subjects without lower-back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10:151-8.
- 9 Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG, 2004. *J Appl Physiol.* 2004;96:1489-95.
- 10 Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79:412-7.
- 11 Arnall FA, Koumantakis GA, Oldham JA, Cooper RG. Between-days reliability of electromyographic measures of paraspinal muscle fatigue at 40, 50 and 60% levels of maximal voluntary contractile force. *Clin Rehabil.* 2002;16:761-71.
- 12 Dainty DA, Norman RW. Standardizing biomechanical testing in sports. Champaign: Human Kinetics; 1987.
- 13 Araújo RC, Sá MR, Amadio AC. Estudo sobre as técnicas de colocação de eletrodos para eletromiografia de superfície em músculos do membro inferior. In: VI Congresso Brasileiro de Biomecânica, Universidade de Brasília. Anais, 1995. p.244-50.
- 14 Roy SH, DeLuca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine.* 1989;14:992-1001.
- 15 Edgerton VR, Smith JL, Simpson DR. Muscle fibre type populations of human leg muscles. *Histochem J.* 1975;7:259-66.
- 16 Dieen JH, Heijblom P. Reproducibility of isometric trunk extension, torque trunk extensor endurance and related electromyographic parameters in the context of their clinical applicability. *J Orthop Res* 1996;14:139-43.
- 17 Thompson D, Biedermann HJ. Electromyographic power spectrum analysis of the paraspinal muscles long term reliability. *Spine.* 1993;18:2310-3.

# Mudanças antropométricas e habilidade motora em crianças no início da marcha independente

## Anthropometrical changes and motor skill in infants at the onset of independent walking

*título condensado:* Mudanças antropométricas no início da marcha independente

Paula Silva de Carvalho Chagas<sup>1</sup>, Thiago Barbabela de Castro Soares<sup>2</sup>, Marisa Cotta Mancini<sup>3</sup>, Sergio Teixeira da Fonseca<sup>4</sup>, Daniela Virginia Vaz<sup>5</sup>, Ana Paula Bensemann Gontijo<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Fisioterapeuta; doutoranda na UFMG; Profa. Ms Assistente do Depto. de Fisioterapia da FACMED/UFJF (Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Juiz de Fora)

<sup>2</sup> Fisioterapeuta; pós-graduado em Fisioterapia na EEEFTO/UFMG (Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais)

<sup>3</sup> Terapeuta ocupacional; Profa. Dra. Adjunta do Depto. de Terapia Ocupacional da EEEFTO/UFMG

<sup>4</sup> Fisioterapeuta; Prof. Dr. Adjunto do Depto. de Fisioterapia da EEEFTO/UFMG

<sup>5</sup> Fisioterapeutas; Profas. Ms. Assistentes do Depto. de Fisioterapia da EEEFTO/UFMG

Estudo desenvolvido no Laboratório de *Performance* Humana e de Avaliação do Desenvolvimento e Desempenho Infantil, Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação da EEEFTO/UFMG

O autor 2 contou com bolsa da Probic/Fafemig

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Paula Silva de C. Chagas  
R, Tom Fagundes 80 apto. 402 Bairro Cascatinha  
36033-300 Juiz de Fora MG  
e-mail: pscchagas@superig.com.br

Apresentação: out. 2005

Aceito para publicação: maio 2006

### RESUMO

As mudanças nas proporções corporais durante o desenvolvimento infantil podem impor uma demanda motora diferenciada às crianças durante o início da marcha independente, ou seja, as características antropométricas podem exercer influência em seu desempenho motor grosso. Este estudo visou avaliar a associação entre as variáveis massa corporal, estatura e índice de massa corporal (IMC) com o desempenho motor de crianças com desenvolvimento típico, comparando o desempenho motor entre dois grupos de crianças com diferentes IMC. As medidas de massa corporal, estatura e IMC de 10 crianças foram obtidas na semana de aquisição da marcha independente e a avaliação do desempenho motor foi realizada pela Alberta Infant Motor Scale (AIMS) uma semana após essa primeira avaliação. Os resultados revelaram associações significativas entre as variáveis IMC e desempenho motor ( $r = -0,850$ ;  $p = 0,002$ ) e entre massa corporal e desempenho motor ( $r = -0,701$ ;  $p = 0,024$ ), enquanto a associação entre estatura e desempenho motor não foi significativa ( $r = -0,495$ ;  $p = 0,145$ ). Os dois grupos separados pelo índice mediano da distribuição do IMC apresentaram diferenças significativas ( $t = 3,795$ ;  $p = 0,005$ ) no desempenho motor grosso, sendo que as crianças com maiores valores de IMC apresentaram escores mais baixos no teste AIMS. Esses resultados indicam que as características antropométricas estão associadas com o desempenho motor grosso de crianças no período inicial de aquisição da marcha independente.

Descritores: Desenvolvimento infantil; Índice de massa corporal; Marcha

### ABSTRACT

Changes in infants' body dimensions occurring during development may impose specific motor demands at the onset of independent walking. That is, anthropometric features may influence infants' gross motor performance. This study aimed at assessing the association between weight, height, and body mass index (BMI) with motor performance of typically developing infants, comparing two groups of infants with different BMI values in regard to motor performance. Weight, height, and BMI measures of 10 infants were obtained during the week of onset of independent walking. Motor performance of all infants was assessed by the Alberta Infant Motor Scale (AIMS) one week later. Results show significant correlations between BMI and motor performance ( $r = -0.850$ ;  $p = 0,002$ ) and between weight and motor performance ( $r = -0.701$ ;  $p = 0.024$ ). The correlation between height and motor performance was not significant ( $r = -0.495$ ;  $p = 0.145$ ). The two groups of infants separated by the median value of the BMI distribution showed significant differences in gross motor performance ( $t = 3.795$ ;  $p = 0.005$ ), the group with higher BMI showing lower AIMS scores. These results suggest that anthropometric features are associated with gross motor performance in infants at early stages of independent walking.

Key words: Body mass index; Child development; Gait

## INTRODUÇÃO

A aquisição da marcha é um importante marco motor que se desenvolve no final do primeiro ano de vida<sup>1-3</sup>. A marcha é uma evolução natural de formas de locomoção menos elaboradas, marcada por um repertório complexo de movimentos coordenados<sup>4</sup>. A marcha independente pode ser realizada em ambientes variados e requer que a criança mantenha uma base postural estável em contínua progressão anterior<sup>1</sup>. Este marco motor é identificado como o momento em que a criança realiza cinco passos consecutivos e independentes<sup>5-8</sup>.

A marcha é resultado da interação de múltiplos fatores, incluindo as características antropométricas da criança, propriedades específicas do contexto e a demanda de mover sua massa corporal contra a gravidade<sup>9-12</sup>. As mudanças antropométricas parecem exercer influência importante na aquisição de marcos básicos do desenvolvimento motor, como estender a cabeça a partir da posição prono, passar para a posição sentada, engatinhar e andar<sup>1,13</sup>. Bartlett<sup>14</sup> investigou a associação entre o tamanho da cabeça e o desenvolvimento motor grosso de crianças nas posições prono e sentada, no período entre o nascimento e 15 meses de idade. Apesar de essa autora argumentar uma tendência de relação negativa entre as variáveis (ou seja, crianças com maiores proporções de cabeça obtêm menores escores no teste Alberta Infant Motor Scale – AIMS), o índice de correlação obtido não foi estatisticamente significativo. Adolph e Avolio<sup>13</sup> manipularam experimentalmente a composição corporal de crianças pelo acréscimo de cargas nos braços dos bebês. Seus resultados revelaram uma redução na habilidade de locomoção das crianças<sup>13</sup>. Com base nesses estudos, pode-se supor que variações nas dimensões corporais (i.e., mudanças na massa corporal) constituam um desafio para a locomoção<sup>13-16</sup>. Além disso, crianças mais altas têm o centro de gravidade mais elevado, o que pode influenciar a estabilidade para a realização do movimento<sup>13-15</sup>.

Apesar de as modificações de massa corporal e estatura estarem altamente correlacionadas na primeira infância, tais mudanças ocorrem em ritmos não-lineares<sup>14</sup>. Assim, algumas crianças ganham proporcionalmente mais massa corporal do que estatura, enquanto outras aumentam mais rapidamente em estatura do que em massa corporal. Uma razão que capture ambos os aspectos seria adequada para a avaliação da relação entre mudanças antropométricas e desempenho motor<sup>14</sup>. Tal razão é dada pelo Índice de Massa Corporal (IMC), calculado pela razão da massa corporal (Kg) pelo quadrado da estatura ( $m^2$ ). Na primeira infância, o ganho de massa corporal ocorre principalmente por deposição de tecido adiposo em detrimento de tecido muscular<sup>14</sup>. Embora curvas de referência de IMC sejam utilizadas para definição de risco de sobrepeso (percentil maior que 85 e 95) em adultos<sup>15,16</sup>, o uso desse índice para identificação de sobrepeso em crianças abaixo de 2 anos de idade é questionado<sup>15</sup>. No entanto, esse índice pode ser usado para caracterização antropométrica de crianças a partir de 0 anos<sup>15-18</sup>.

A literatura é escassa em relação a possíveis influências de parâmetros antropométricos avaliados pelo IMC ou outros índices no desempenho motor de crianças na fase de aquisição da marcha independente. Tendo em vista o ritmo acelerado observado tanto na aquisição da marcha quanto nas modificações corporais

de crianças com desenvolvimento típico nos primeiros 18 meses de vida<sup>1,13,14,19,20</sup>, torna-se importante examinar a relação entre as variáveis antropométricas e o desempenho motor, visando melhor compreensão dos fatores que podem influenciar a emergência da marcha independente.

Os objetivos deste estudo foram: (a) avaliar, na semana inicial da marcha independente, a associação entre parâmetros antropométricos e o desempenho motor de crianças no período de uma semana após a aquisição desse marco motor; e (b) verificar especificamente se o índice de massa corporal afeta tal desempenho, comparando o desempenho motor grosso uma semana após a aquisição da marcha independente entre dois grupos de crianças com diferentes valores de IMC.

## METODOLOGIA

### Participantes

10 crianças com desenvolvimento típico, sendo seis meninas e quatro meninos, participaram deste estudo. As crianças foram selecionadas de forma não-aleatória, por conveniência, com base nos seguintes critérios de inclusão: nascimento a termo (i.e., idade gestacional ao nascimento superior a 36 semanas); peso ao nascimento superior a 2500 gramas, e desenvolvimento motor típico aos 10 meses de idade (caracterizado por pontuação igual ou superior ao percentil 25, na escala de avaliação motora AIMS). As crianças não podiam estar fazendo uso regular de qualquer tipo de medicação, nem apresentar distúrbios sensoriais (como visuais e/ou auditivos). Não foram incluídas neste estudo crianças que apresentaram complicações nos períodos pré, peri e/ou pós-natal, que pudessem influenciar seu desempenho motor ao final do primeiro ano de vida. Além disso, foram excluídas crianças provenientes de famílias de nível sócio-econômico baixo, restando crianças provenientes de famílias de classes socioeconômicas alta ou intermediária segundo critérios estabelecidos pela Associação Brasileira de Institutos de Pesquisa de Mercado<sup>21</sup>. Tal procedimento visou minimizar possíveis influências do ambiente físico e social das famílias de nível socioeconômico baixo que pudessem caracterizar risco desenvolvimental na infância. Por fim, aos 10 meses de idade, os pais de cada criança candidata a participar do presente estudo foram informados de que as mesmas não poderiam fazer uso de andador (ou voador) no período pré-aquisição e até o início da marcha, a fim de que esse equipamento não exercesse influência na dinâmica emergente de marcha.

Antes de as crianças serem incluídas neste estudo, seus pais ou responsáveis foram informados sobre os objetivos e procedimentos do mesmo e solicitados a assinar um termo de consentimento livre e esclarecido para participação voluntária de seu(u) filho(a). Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais em maio de 2003.

### Instrumentação

O desempenho motor das crianças foi avaliado pelo teste infantil padronizado Alberta Infant Motor Scale (AIMS)<sup>7</sup>. O AIMS é uma escala observacional que documenta a atividade motora grossa de crianças na faixa compreendida entre 0 e 18 meses. É constituído de 58 itens que informam sobre a movimentação espontânea da criança em quatro posturas: prono (21 itens), supino (9 itens), sentada (12 itens) e de pé (16 itens). Os itens são apresentados na forma de desenhos dispostos em uma ordem desenvolvimental,

em cada uma das quatro posturas, e são acompanhados de critérios específicos que levam em consideração componentes do desempenho motor como distribuição de peso, posicionamento e movimentos antigravitacionais da criança<sup>7</sup>. O teste leva cerca de 10 a 15 minutos para administração e obtenção do escore. Os únicos materiais necessários foram um colchonete ou tatame, brinquedos do agrado da criança e adequados à faixa etária compreendida no estudo, e a folha de registro desenvolvida pelos autores do teste AIMS<sup>7</sup>. Investigações que avaliaram as propriedades psicométricas desse teste documentaram bons índices de validade e de confiabilidade<sup>22,23</sup>.

Como instrumento de mensuração da massa corporal das crianças foi utilizada uma balança mecânica comercial (Filizola<sup>®</sup>, modelo 31, capacidade máxima 150 kg, precisão 0,1 kg). Para mensuração da estatura foi utilizada uma régua antropométrica pediátrica milimetrada (Indaiá<sup>®</sup>, capacidade máxima 1,0 metro).

#### Procedimentos

Inicialmente, no processo de inclusão de participantes no estudo, as crianças foram avaliadas aos 10 meses de idade com o teste AIMS para identificar aquelas que preenchiam o critério de apresentar desenvolvimento motor típico, conforme explicado acima. Após a primeira avaliação motora, foi mantido contato telefônico semanal com os pais para identificação do início da marcha de cada criança. Na semana em que a criança realizou 5 passos sem apoio, a mesma foi levada ao laboratório para uma nova aplicação do teste AIMS com o propósito de confirmar o relato dos pais. Para a confirmação do início da marcha, era necessário que a criança obtivesse no mínimo 54 pontos na avaliação AIMS, o que corresponde ao escore que define o início da marcha independente<sup>7</sup>. Também foram realizadas as medidas das características antropométricas dos participantes. A massa corporal das crianças foi aferida com uma balança calibrada, com a primeira medida aferida com a mãe ou responsável carregando a criança no colo. No momento seguinte, apenas a mãe ou responsável tinha sua massa corporal aferida. A diferença entre as duas medidas indicava a massa corporal da criança. A estatura da criança foi medida com uma régua pediátrica, estando a criança em supino, deitada em uma maca, de acordo com estudos anteriores<sup>24,25</sup>. Na semana seguinte, as crianças retornaram ao laboratório para mais uma avaliação com o teste AIMS. Os resultados dessa avaliação foram utilizados para as análises.

Com base nas mensurações antropométricas e respectivo IMC calculado na semana inicial de aquisição da marcha, as crianças foram alocadas em dois grupos, de IMC alto e IMC baixo. Uma vez que em crianças de 0 a 2 anos o uso do IMC não é recomendado para a identificação de sobrepeso e sim como variável de caracterização antropométrica<sup>15,16,17,18</sup>, o uso desse valor não teve como objetivo servir como ponto de corte para definição de sobrepeso, mas dividir a amostra de crianças em dois grupos, um composto por aquelas com IMC baixos e com IMC altos dentro da distribuição. Dessa forma, para a definição dos dois grupos de IMC, foi utilizado o valor de 18,38 kg/m<sup>2</sup>, correspondente à mediana da distribuição de IMC das dez crianças incluídas na amostra desse estudo.

#### Análise estatística

Informações descritivas das crianças que constituíram a amostra deste estudo



foram documentadas por medidas de tendência central (média) e índice de dispersão (desvio-padrão) para as variáveis quantitativas, e frequência para variáveis qualitativas. Análises inferenciais incluíram índices de correlação de Pearson  $r$ , para determinação da magnitude, direção e significância da associação entre cada uma das variáveis IMC, massa corporal e estatura, aferidos na primeira avaliação, com os escores obtidos no teste AIMS pelas crianças na segunda avaliação (uma semana pós-aquisição). O teste-t para grupos independentes foi utilizado para comparar os grupos de IMC alto e baixo nos escores do teste AIMS obtidos pelas crianças uma semana após a aquisição da marcha. Em todas as análises foi considerado nível de significância  $\alpha=0,05$ . As análises estatísticas deste estudo foram realizadas utilizando o pacote Statistical Package for Social Sciences (SPSS®), versão 10.0.

## RESULTADOS

Dentre as dez crianças que participaram deste estudo, cinco compunham o grupo denominado IMC alto, enquanto cinco pertenciam ao grupo IMC baixo, sendo três crianças do sexo feminino e duas do sexo masculino, em cada grupo. O início da marcha independente ocorreu, em média, na idade de 11 meses e 3 semanas. Nesse momento, todas as crianças alcançaram o escore bruto de 54 pontos no teste AIMS. Informações descritivas dos participantes em cada grupo estão reunidas na Tabela 1.

**Tabela 1** Dados das crianças relativos a sexo, idade no momento inicial da aquisição da marcha independente (m e sem), massa corporal (kg), estatura (m), IMC ( $\text{kg}/\text{m}^2$ ) e escore bruto no teste AIMS uma semana pós-aquisição da marcha, segundo o IMC<sup>♦</sup> de cada criança (n=10)

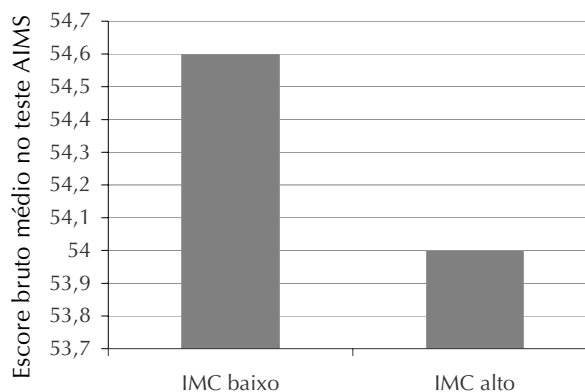
	Criança	Sexo	Idade	Massa corporal	Estatura	IMC	AIMS
IMC BAIXO	1	F	13m 1sem	8,3	0,71	16,46	55
	3	F	12m 3sem	9,2	0,73	17,26	54
	4	M	10m 3sem	9,0	0,74	16,65	55
	5	F	10m	8,6	0,72	16,58	55
	7	M	14m	10,3	0,75	18,31	54
	Média		12m 1sem	9,08	0,73	17,05	54,6
	DP		(1m 3sem)	(0,77)	(1,58)	(0,77)	(0,55)
IMC ALTO	2	F	12m 3sem	10,8	0,75	19,2	54
	6	M	12m 2sem	11,6	0,77	19,56	54
	8	F	13m	12,5	0,82	18,59	54
	9	F	10m 3sem	9,3	0,71	18,44	54
	10	M	12m 2sem	10,7	0,76	18,52	54
	Média		12m 2sem	10,98	76,2	18,93	54
	DP		(1m)	(1,19)	(3,96)	(0,52)	(0)

<sup>♦</sup> Os grupos foram separados pelo IMC mediano; m = meses, sem = semanas; DP = desvio padrão; \*  $p < 0,05$ .

Os índices de correlação Pearson  $r$  revelaram associações significativas do escore bruto do teste AIMS na semana seguinte à aquisição da marcha com o IMC ( $r = -0,850$ ;  $p = 0,002$ ) e com a massa corporal ( $r = -0,701$ ;  $p = 0,024$ ). Tais associações apresentaram magnitude alta e moderada, respectivamente, e direção negativa, indicando que crianças com valores antropométricos (IMC e massa corporal) mais elevados obtiveram menores escores no teste AIMS. A variável estatura não apresentou associação significativa com o escore bruto do teste AIMS no mesmo período ( $r = -0,495$ ;  $p = 0,145$ ).

Os resultados do teste-t para grupos independentes revelaram que os dois grupos de IMC apresentaram diferenças significativas ( $t=2,449$ ;  $p=0,04$ ) no desempenho motor na semana seguinte à aquisição da marcha independente. Este resultado indica que crianças do grupo IMC baixo apresentaram média de pontuação da avaliação AIMS superior quando comparadas às crianças do grupo IMC alto. O Gráfico 1 ilustra a diferença observada entre os grupos IMC alto e IMC baixo em relação ao desempenho motor.

**Gráfico 1** Escore bruto médio no teste AIMS dos grupos IMC alto e IMC baixo na semana seguinte à aquisição da marcha independente



## DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo sugerem uma influência das características antropométricas no desempenho motor observado no período inicial de aquisição da marcha independente. A diferença encontrada entre os grupos do estudo indica que crianças com menores IMC no momento inicial de aquisição da marcha apresentaram escores significativamente superiores no desempenho motor documentado pelo teste AIMS, no período de uma semana após a aquisição desse marco motor. A influência do fator sexo nos resultados da comparação de desempenho motor entre os grupos IMC alto e IMC baixo foi minimizada pelo fato de ambos conterem a mesma proporção de crianças do sexo feminino e masculino (Tabela 1) Da mesma forma, devido ao fato de a idade média dos participantes ser bastante próxima entre os dois grupos (Tabela 1), é possível que esse fator não tenha exercido influência nos resultados.

No presente estudo, o IMC foi usado para expressar tanto as características observadas de massa corporal quanto às de altura das crianças. A associação entre IMC e desempenho motor parece ser mais representativa das influências da massa corporal das crianças do que sua estatura. Como pode ser observado na Tabela 1, as crianças incluídas no grupo IMC alto também apresentam maiores valores de massa corporal. A distribuição dos valores da estatura, porém, não segue a mesma tendência que os valores de IMC (Tabela 1). Essa argumentação é confirmada pelo fato de os resultados terem demonstrado associação significativa entre massa corporal e desempenho motor, mas não entre estatura e desempenho motor.

Os resultados sugerem que crianças que apresentem maiores valores de IMC ou massa corporal podem apresentar desempenho motor diferenciado, mesmo estando dentro da faixa de normalidade da população infantil brasileira, como os participantes desse estudo<sup>16</sup>. Essas características parecem contribuir negativamente para o desempenho motor de crianças na fase inicial de marcha independente, pois neste estudo as crianças com IMC alto apresentaram resultados no teste AIMS inferiores aos das crianças com IMC baixo, podendo o organismo apresentar-se como uma restrição frente à tarefa de mover sua massa corporal em um ambiente gravitacional. Neste estudo, apesar de as crianças do grupo IMC alto apresentarem escores

significativamente menores no teste AIMS em comparação com as crianças do grupo IMC baixo, o desempenho motor permaneceu dentro da faixa de normalidade<sup>22</sup>. No entanto, para crianças com massa corporal acima da faixa de normalidade, levando-se em consideração sexo e idade, a influência dessa característica poderia ser mais pronunciada e contribuir para défices clinicamente significativos no desempenho motor. Essa interpretação é condizente com a evidência de associação entre massa corporal excessiva e atraso motor grosso ao longo do primeiro ano de vida<sup>26</sup> e défices no desempenho motor durante a infância<sup>27</sup>.

A aquisição de habilidades em crianças pode ser caracterizada como um processo complexo, no qual diversos fatores devem ser considerados<sup>7,10,12</sup>. Frequentemente, fatores maturacionais, ambientais, sociais e biológicos são utilizados para explicar diferenças no ritmo de desenvolvimento infantil<sup>7,23,28</sup>. Por exemplo, diversos autores documentaram o impacto do nascimento pré-termo no desenvolvimento motor de crianças<sup>23</sup>. No Brasil, um estudo epidemiológico realizado na cidade de Pelotas evidenciou os efeitos negativos de ambientes desfavoráveis no desenvolvimento infantil<sup>28</sup>. O presente estudo adiciona informações a esse corpo de conhecimento, demonstrando que fatores antropométricos também podem estar associados com o desempenho motor ao final do primeiro ano de vida.

As mudanças nas proporções corporais, caracterizando alterações biológicas durante o desenvolvimento infantil, impõem uma demanda diferenciada às crianças durante a fase inicial da aquisição da marcha. Essas mudanças são importantes porque afetam diretamente a função da locomoção<sup>13,19,29</sup>. As alterações na massa corporal parecem apresentar-se como fator de instabilidade inerente ao processo de aquisição da marcha independente, mesmo em crianças com desenvolvimento típico. Durante o desenvolvimento da marcha, o aumento nas proporções corporais (maior massa corporal e IMC) da criança pode requerer sua adaptação neuromuscular. Por exemplo, maior massa corporal pode demandar maior produção de torque para a realização de movimentos antigravitacionais, como no caso da flexão do quadril para movimentar o membro inferior à frente, ou na desaceleração da flexão do tronco quando ele é impulsionado anteriormente ao centro de gravidade<sup>30</sup>. Embora o torque muscular das crianças não tenha sido avaliado neste estudo, é importante salientar que a relação entre massa corporal e torque muscular é reconhecida na literatura como componente importante para a realização de tarefas funcionais<sup>30</sup>.

Uma série de estudos desenvolvidos por Adolph *et al.* analisou o impacto da manipulação de parâmetros do contexto, da tarefa e do organismo na locomoção de crianças<sup>13,19,29</sup>. Nesses estudos, as manipulações incluíram acréscimo de massa ao corpo das crianças, além da apresentação de ambientes com descidas rasas e profundas. Os resultados indicaram que as crianças foram capazes de se locomover mesmo na presença das modificações experimentais (acrécimo de massa, rampas); entretanto, tais manipulações resultaram em certa instabilidade no desempenho motor apresentado pelas crianças, influenciando sua marcha. Em um estudo clássico realizado por Thelen e colaboradores<sup>31</sup> a manipulação do efeito da gravidade pela adição de massas e subsequente imersão dos membros inferiores de bebês em água possibilitou o desaparecimento e reaparecimento do reflexo de marcha, respectivamente. Foi sugerido que o aumento da massa corporal, com conseqüente redução relativa na produção de

força que ocorre nos primeiros meses de vida, contribui para o desaparecimento desse comportamento motor<sup>31</sup>. Em concordância com os resultados desses autores, no presente estudo foi observada uma relação inversa e significativa entre a magnitude da massa corporal e IMC e a habilidade motora, apesar de a marcha ter sido observada tanto nas crianças com IMC alto quanto nas com IMC baixo.

Algumas limitações foram observadas nesta pesquisa. Em primeiro lugar, o pequeno tempo de acompanhamento não permite a generalização dos resultados para outros momentos do processo de aquisição da marcha e desenvolvimento motor infantil. Entretanto, o objetivo desta investigação limitou-se à análise no período inicial de aquisição dessa função motora. Além disso, a amostra avaliada pode ter sido insuficiente para observar diferenças significativas no desempenho motor das crianças, quando avaliado o parâmetro estatura. Porém, mesmo com o número reduzido de participantes, foi observada associação entre o IMC e a massa corporal com o desempenho motor. Isso indica que as características corporais podem exercer influência no desempenho motor durante a emergência da marcha, ao final do primeiro ano de vida de crianças com desenvolvimento típico.

## CONCLUSÃO

As evidências apresentadas neste estudo podem ter implicações clínicas em relação ao tratamento de crianças com distúrbios ou atrasos no desenvolvimento. Em crianças sem acometimento neurológico, porém com atraso detectado no desenvolvimento motor, a possibilidade de o excesso de massa corporal ser um fator de restrição no desempenho deve ser investigada. Em crianças com défices neurológicos, o sobrepeso pode se somar a outras restrições orgânicas, agravando o quadro. Estratégias de intervenção que visem a aquisição, aprimoramento ou manutenção do desempenho da marcha devem considerar as especificidades corporais/biológicas apresentadas pelas crianças, pela avaliação das capacidades motoras da criança e dos fatores limitantes da função almejada.

## REFERÊNCIAS

- 1 Thelen E, Ulrich BD, Jensen JL. The developmental origins of locomotion. In: Woollacott M, Shumway-Cook A (editors). The development of posture and gait across the lifespan. Columbia: University of South Carolina; 1989;25-47.
- 2 Sutherland D. The development of mature gait. *Gait Posture*. 1997;6:163-70.
- 3 Okamoto T, Okamoto K. Electromyographic characteristics at the onset of independent walking in infancy. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2001;41:33-41.
- 4 Clark JE, Phillips SJ. A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamic systems analysis. *Child Dev*. 1993;64:1143-57.
- 5 Bril B, Brenière Y. Posture and independent locomotion in early childhood: learning to walk or learning dynamic postural control? In: Savelsberg GJP (editor). The development of coordination in infancy. Amsterdam: North Holland; 1993. p.337-58.
- 6 Okamoto T, Okamoto K, Andrew PD. Electromyographic study of newborn stepping in neonates and young infants. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2001;41:289-96.
- 7 Piper MC, Darrach J. Motor assessment of the developing infant. Philadelphia: W.B. Saunders; 1994.
- 8 Sutherland DH, Olshen RA, Biden EN, Hyatt MP. The development of the mature gait. London: MacKeith; 1998.

- 9 Thelen E, Ulrich BD. Hidden skills: a dynamic systems analysis of treadmill stepping during the first year. *Monogr Soc Res Child Dev.* 1991;serial#223;56(1).
- 10 Smith LB, Thelen E. Development as a dynamic system. *Trends Cogn Sci.* 2003;7(8):343-8.
- 11 Thelen E, Cooke DW. Relationship between newborn stepping and later walking: a new interpretation. *Dev Med Child Neurol.* 1987;29:380-93.
- 12 Thelen E. Motor development: a new synthesis. *Am Psychol.* 1995;50(2):79-95.
- 13 Adolph KE, Avolio AM. Walking infants adapt locomotion to changing body dimensions. *J Exp Psychol* 2000;26(3):1148-66.
- 14 Bartlett DJ. Relationship between selected anthropometric characteristics and gross motor development among infants developing typically. *Pediatr Phys Ther.* 1998;10:114-9.
- 15 Cole TJ, Freeman JV, Preece MA. Body mass index reference curves for the UK, 1990. *Arch Dis Child.* 1995July;73(1):25-9.
- 16 Anjos LA, Veiga GV, Castro IRR. Distribuição dos valores do índice de massa corporal da população brasileira até 25 anos. *Rev Panam Salud Pública.* 1998;3(3):164-73.
- 17 Mondini L, Monteiro CA. The stage of nutrition transition in different Brazilian regions. *Arch Latinoam Nutr.* 1997;47(2 suppl1):17-21.
- 18 Xu X, Wang W, Guo Z, Karlberg J. Longitudinal growth during infancy and childhood in children from Shanghai: predictors and consequences of the age at onset of the childhood phase of growth. *Pediatr Res.* 2002;51:377-85.
- 19 Adolph KE, Vereijken B, ShROUT PE. What changes in infant walking and why. *Child Dev.* 2003;74(2):475-97.
- 20 Adolph KE, Eppler MA. Flexibility and specificity in infant motor skill acquisition. In: Fagen JW, Hayne H (editors). *Progress in infant research.* New Jersey: Lawrence Erlbaum Assoc.; 2002;121-67.
- 21 Associação Brasileira dos Institutos de Pesquisa de Mercado (Abipeme). Critério de classificação econômica Brasil, 2002. Disponível em: [www.targetmark.com.br/bf2002/br/criterio.htm](http://www.targetmark.com.br/bf2002/br/criterio.htm). [Acesso 10 out. 2003].
- 22 Piper MC, Pinnell LE, Darrah J, Maguire T, Byrne PJ. Construction and validation of the Alberta Infant Motor Scale (AIMS). *Can J Public Health.* 1992;83(2):46-50.
- 23 Darrah J, Piper M, Watt MJ. Assessment of gross motor skills of at-risk infants: predictive validity of Alberta Infant Motor Scale. *Dev Med Child Neurol.* 1998;40:485-91.
- 24 Veiga GV, Burlandy L. Indicadores sócio-econômicos, demográficos e estado nutricional de crianças e adolescentes em um assentamento rural do Rio de Janeiro. *Cad Saúde Pública.* 2001;17(6):1465-72.
- 25 Capelli JCS, Anjos LA, Castro IRR. Qualidade do valor da medida de massa corporal nos centros municipais de saúde do município do Rio de Janeiro. *Cad Saúde Pública.* 2002; 18(16):63-70.
- 26 Jaffe M, Kosakov C. The motor development of fat babies. *Clin Pediatr (Phila)* 1982Oct; 21(10):619-21.
- 27 Graf C, Koch B, Kretschmann-Kandel E, Falkowski G, Christ H, Coburger S, et al. Correlation between BMI, leisure habits and motor abilities in childhood (CHILT-project). *Int J Obes Relat Metab Disord.* 2004Jan;28(1):22-6.
- 28 Martins MFD, Costa JSD, Saforcada ET, Cunha MDC. Qualidade do ambiente e fatores associados: um estudo em crianças de Pelotas, Rio Grande do Sul. *Cad Saúde Pública.* 2004;20(3):710-8.
- 29 Adolph KE. A psychophysical assessment of toddlers' ability to cope with slopes. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 1995;21:734-50.
- 30 Jensen RK, Sun H, Treitz T, Parker HE. Gravity constraints in infant motor development. *J Mot Behav.* 1997; 29(1): 64-71.
- 31 Thelen E, Fisher DM, Ridley-Johnson R. The relationship between physical growth and a newborn reflex. *Infant Behav Dev.* 1984;7(4):479-93.

# Mensuração da lordose lombar em posição ortostática: revisão da literatura

## Lumbar lordosis measurement in standing posture: a literature review

*título condensado:* Mensuração da lordose lombar: revisão

Helen Jubiara Zulian Mastelari<sup>1</sup>, Jefferson Rosa Cardoso<sup>2</sup>, Rodrigo Luiz Carregaro<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Fisioterapeuta; Especialista em Recursos Terapêuticos e Técnicas Posturais

<sup>2</sup> Fisioterapeuta; Prof. Dr. do Depto. de Fisioterapia da UEL Universidade Estadual de Londrina)

<sup>3</sup> Fisioterapeuta; mestrando em Fisioterapia na UFSCar (Universidade Federal de São Carlos)

### ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Jefferson Rosa Cardoso

Av. Robert Kock 60

86038-440 Londrina PR

e-mail: jeffcar@sercomtel.com.br

Artigo extraído da monografia de mesmo título, apresentada à UEL pela autora<sup>1</sup> para obtenção do título de especialista em Recursos Terapêuticos e Técnicas Posturais

Apresentação: mar. 2005

Aceito para publicação: jun. 2005

### RESUMO

Cabe ao fisioterapeuta prevenir e tratar adequadamente alterações posturais, dentre as quais o aumento ou diminuição da lordose lombar. Para verificar tais alterações, vários métodos são utilizados para medir o ângulo da lordose em posição ortostática. Na prática clínica, a precisão dessa mensuração, usando instrumentos confiáveis e validados, permite avaliação postural e plano de tratamento adequados. Este estudo visou revisar e avaliar as formas de mensuração do ângulo da lordose lombar em indivíduos sadios ou com alterações musculoesqueléticas em posição ortostática. A busca em bases de dados e revistas especializadas levou ao exame de 44 artigos, dos quais 18 foram incluídos nesta revisão, por referirem a avaliação da confiabilidade intra e/ou interobservadores, ou entre instrumentos e/ou técnicas utilizadas. Nos estudos, os principais meios de avaliação da lordose lombar avaliados foram: visual, por meio de fotografia, classificação da postura, instrumento-escala, régua flexível, goniômetro, programas de computador e radiografia. O valor encontrado para o ângulo da lordose lombar variou entre 23° e 66,1°, refletindo as diferentes regiões medidas com cada instrumento. Não foi possível chegar a um consenso sobre um método de mensuração prático e confiável, o que sugere a necessidade de mais estudos para alcançar um consenso na forma de mensuração, a ser ensinada e adotada na prática clínica da fisioterapia.

Descritores: Avaliação; Coluna vertebral /lordose; Postura / ortostática; Revisão de literatura

### ABSTRACT

Physical therapists must prevent and properly treat postural changes, among which lumbar lordosis increase or decrease. Several methods are used to measure lumbar lordosis angle in standing position. In clinical practice, accurate lordosis measurement, through valid and reliable methods, enable adequate postural evaluation and treatment. The aim of this study was to review articles on the various ways of measuring lumbar lordosis angle in orthostatic posture, both in healthy and altered-posture individuals. The search in data bases and specialised journals led to 44 articles, of which 18 were selected for their assessing inter and/or intratester reliability, or between different measuring techniques or instruments. In reviewed studies main instruments of lumbar lordosis assessment were: visual evaluation by photography, posture classification, scale tool, flexible ruler, goniometer, computer software, and radiography. The value found for the angle of the lumbar lordosis varied between 23° and 66.1°, reflecting different spinal regions measured by each method. Since no measuring method proved both practical and reliable, further research seems necessary in order to establish a form of measuring lumbar lordosis angle to be taught and applied in physical therapy clinical practice.

Key words: Evaluation; Spine /lordosis; Posture /standing; Literature review

## INTRODUÇÃO

Fisioterapia é uma profissão dinâmica, de base teórica e científica, de ampla aplicação clínica na avaliação, manutenção e promoção da funcionalidade. O fisioterapeuta diagnostica e melhora disfunções físicas resultantes de doenças ou lesões; promove bem-estar e qualidade de vida relacionados à melhora do movimento e da saúde e previne sintomas e limitações funcionais. Ainda, inicia a relação fisioterapeuta-paciente com um processo de avaliação composto de histórico do paciente e com a realização de testes e medidas que ajudam a identificar e caracterizar sinais e sintomas, estabelecer o prognóstico, escolher a forma de intervenção, documentar mudanças durante o tratamento e decidir o momento de alta do paciente<sup>1</sup>.

O diagnóstico é um importante aspecto da prática do fisioterapeuta e deve pautar-se por testes diagnósticos que provêm informação adequada e avaliação dos resultados obtidos no tratamento<sup>2</sup>. Permite direcionar as decisões clínicas relacionadas ao prognóstico e às intervenções<sup>1</sup>. A postura é definida como o alinhamento e posicionamento do corpo em relação à gravidade, ao centro de massa ou à base de suporte, representando uma posição ou atitude do corpo<sup>1,3</sup>. O desequilíbrio postural é objeto de preocupação tanto do paciente quanto do fisioterapeuta, não apenas devido ao aspecto estético do desvio, mas também pela possibilidade de adaptação do corpo a deformidades permanentes, causando, em muitos casos, dor e restrição da mobilidade<sup>4</sup>.

É importante medir a curvatura da coluna lombar e sua funcionalidade, pois sua alteração pode ocasionar algias e desconfortos, que têm recebido considerável atenção na literatura<sup>5</sup>. Tais alterações podem ser influenciadas por variáveis como idade, gênero, peso e morfologia pélvica, postura de trabalho, além de defeitos congênitos, trauma e alterações degenerativas e inflamatórias<sup>6,7</sup>. A mensuração apropriada demonstra relevância na tomada de decisões clínicas, pois a recuperação da lordose lombar fisiológica é importante no tratamento das alterações posturais<sup>8,9</sup>.

Há vários métodos utilizados para mensuração da lordose lombar em posição ortostática: avaliação postural (inspeção), imagem radiológica, fotografia, análise postural digital, régua flexível, fio de prumo, instrumentos-escalas e goniômetro<sup>10-14</sup>. A inspeção visual pode revelar aumento da lordose lombar baseado no conhecimento dos aspectos neuromusculares, psicomotores e comportamentais das alterações posturais<sup>4,15</sup>. A régua flexível adapta-se ao contorno da coluna lombar e o goniômetro pode ser usado para medir a curvatura lombar por meio de pontos marcados na pele, perpendiculares à coluna, no sacro e na junção tóraco-lombar<sup>13,14</sup>. O fio de prumo é usado para determinar se os pontos de referência do indivíduo avaliado estão no mesmo alinhamento que os pontos correspondentes na postura padrão<sup>16</sup>.

A radiografia convencional permite avaliar a estrutura óssea dos corpos vertebrais e dos arcos posteriores, bem como alterações do eixo da coluna<sup>17</sup>. O indivíduo deve ficar em posição ortostática e em perfil para o plano sagital da coluna ser avaliado<sup>18</sup>. O método de Cobb, baseado na mensuração do ângulo da curvatura lombar entre as linhas da superfície inferior de T12 e superior de S1, é comumente utilizado em radiografias de perfil e provê uma mensuração simples e rápida<sup>5,8</sup>.

Atualmente, a utilização de fotografias demonstra ser um instrumento útil na avaliação postural, constituindo a base para a obtenção de medidas lineares e angulares. As fotografias são ainda de extrema importância nas reavaliações, por permitirem detectar mudanças e as inter-relações entre os diferentes segmentos corporais. Devem ser de alta qualidade e estar livre de distorções causadoras de erros de avaliação<sup>19</sup>.

Cabe ao fisioterapeuta prevenir e tratar adequadamente as alterações posturais. Para a detecção de tais alterações, a prática clínica deve ser fundamentada na utilização de instrumentos que proporcionem objetividade e clareza. Na determinação de redução ou aumento da lordose lombar, os instrumentos, caso confiáveis e validados, possibilitam avaliação postural e plano de tratamento adequados à reeducação postural ou à restauração da função. Assim, este estudo teve como objetivo revisar e avaliar as formas de mensuração do ângulo da lordose lombar em posição ortostática, em indivíduos sadios ou com alterações musculoesqueléticas.

## METODOLOGIA

Foi realizada uma revisão narrativa da literatura, no âmbito do Laboratório do Grupo de Pesquisa Avaliação e Intervenção em Fisioterapia, cadastrado no CNPq.

Os estudos a serem consultados foram identificados por pesquisa eletrônica realizada por dois avaliadores independentes, nas seguintes bases de dados: Medline (1966-2004), Lilacs (1982-2004), Embase (1980-2004) e WOS (Web of Science, 1945-2004). Não houve restrição de idioma. Além disso, foi feita pesquisa em manuais e revistas especializadas como *Spine* (1996-2004), *Journal of Spine Disorders* (1998-2003), *European Spine Journal* (1997-2004), *Physiotherapy* (2000-2003), *Physical Therapy* (1999-2004), *Australian Journal of Physiotherapy* (1990-2003), *Revista Brasileira de Fisioterapia* (1996-2003), *Revista de Fisioterapia da Universidade de São Paulo* (1996-2003) e *Fisioterapia em Movimento* (1996-2003).

Com auxílio de uma bibliotecária experiente, foi elaborada uma estratégia de busca específica, com base nas que são adotadas pelo Cochrane Musculoskeletal Group da Cochrane Collaboration. Estas se baseiam na busca de descritores em ciências da saúde e em termos isolados, cruzados e truncados<sup>20</sup>. Para otimizar a pesquisa, buscou-se inicialmente pelo descritor ligado à situação clínica estudada (lordose lombar); em seguida, a mensuração; depois, a posição ortostática e, por fim, o descritor ligado à confiabilidade intra e interobservador<sup>21</sup>.

Foram assim selecionados artigos que abordavam as formas de mensuração da lordose lombar em posição ortostática. Foram excluídos os que tratavam da mensuração dinâmica, ângulo sacral, escoliose, lordose cervical e cifose torácica; avaliação na posição sentada ou decúbitos; e mensuração da amplitude de movimento. Foram aceitos artigos sobre mensuração da lordose lombar em sujeitos saudáveis e aqueles com alteração musculoesquelética (lombalgia, osteoporose, desvios posturais, espondilite anquilosante e outras).

O ângulo da lordose lombar foi estipulado como desfecho de interesse. Foram incluídos artigos em que o ângulo tivesse sido medido pelos seguintes meios: avaliação visual por meio de fotografia, classificação da postura, instrumento-escala, régua flexível, fio de prumo, goniômetro, programas de computadores e radiografia. As



medidas, para serem aceitas, deveriam ter sido realizadas em posição ortostática. A confiabilidade intra e interobservador foi considerada para a análise dos estudos.

Os artigos foram avaliados por dois avaliadores independentes quanto à sua inclusão ou não nesta revisão. Para avaliar a qualidade dos estudos incluídos, foram considerados aqueles que contemplavam a análise intra e interobservador. Nenhum instrumento específico foi utilizado.

## RESULTADOS

Foram encontrados e consultados inicialmente 51 resumos, resultado da busca realizada por dois revisores. Houve em alguns casos (n=7) duplicação dos estudos, por estarem indexados em duas ou mais bases de dados. Quarenta e quatro artigos completos foram adquiridos e avaliados (5 da Medline, 1 da Lilacs, 8 da WOS, 4 da Embase, sendo mais 26 provenientes de consultas a referências e revistas especializadas. Quanto ao idioma, 41 artigos estavam em inglês, um em francês e dois em português.

Seguindo o critério de o estudo relatar confiabilidade intra e/ou interobservador, 18 artigos foram incluídos nesta revisão e sete categorias de mensuração da lordose lombar foram encontradas: avaliação por meio de fotografia (Quadro 1), régua flexível (Quadro 2), goniômetro (Quadro 3), programa de computador (Quadro 4), radiografia (Quadro 5), classificação da postura<sup>22</sup> e instrumento-escala<sup>22-24</sup>.

## DISCUSSÃO

A pergunta desta pesquisa é relevante, pois a avaliação postural é componente importante da avaliação em fisioterapia. A quantificação das curvaturas, como a da lordose lombar, é difícil de avaliar<sup>25</sup>. Os fisioterapeutas freqüentemente utilizam termos como lordose lombar normal, diminuída ou aumentada, em um contexto subjetivo e baseados na experiência. Entretanto, o profissional pode avaliar a lordose lombar de um indivíduo como aumentada e outro pode avaliar como normal ou diminuída. É importante que instrumentos possam ser utilizados na prática clínica e em pesquisas, proporcionando aos fisioterapeutas uma avaliação confiável<sup>26</sup>.

O resultado do diagnóstico é o registro ou classificação, que designa um plano de tratamento adequado. Os testes servem para focar e refinar a avaliação, ou podem ser utilizados para classificar os objetivos do tratamento. A determinação dos melhores testes diagnósticos para uso em situações clínicas requer habilidade do profissional quanto à acurácia e interpretação dos resultados do teste<sup>2</sup>.

Nos cursos de Fisioterapia, incluindo de graduação e pós-graduação, ensina-se que a avaliação da lordose lombar seja realizada de forma ampla e global, por meio de um somatório de informações clínico-observacionais<sup>16</sup> e por interpretação radiológica<sup>17</sup>. Seria ideal um consenso na forma de mensuração a ser ensinada e aplicada na prática clínica, mas os estudos avaliados nesta revisão parecem indicar a impossibilidade de tal consenso.

Como mencionado, esta revisão focalizou artigos que avaliam a confiabilidade dos instrumentos ou métodos utilizados para mensuração. O coeficiente de correlação intraclassas (ICC) é uma medida de concordância e foi elaborada para lidar com a relação entre variáveis. Pode ser utilizada como índice de correlação entre medidas repetidas pelo mesmo método ou avaliador (intra-observador) e, também, para comparar

avaliadores (interobservador). Os estudos aqui selecionados usaram tal coeficiente, além de outros, para determinar a confiabilidade dos instrumentos utilizados. Mesmo em presença de indicação de confiabilidade, porém, há que estar atento, pois a magnitude da diferença não é apenas estatística, mas clínica, pois os métodos podem concordar suficientemente para um propósito, mas não o suficiente para outro<sup>27</sup>.

Um estudo<sup>22</sup> no qual foi utilizada a classificação da postura segundo Kendall<sup>16</sup> apresentou confiabilidade moderada. Confiabilidade intra e interobservador variando de moderada a forte foi referida por dois estudos<sup>22,24</sup> que utilizaram instrumentos-escalas, como a New York Posture Rating Scale (NYPRS), que classifica a lordose lombar em normal, diminuída ou aumentada<sup>23</sup>, ou outras escalas, quantitativa e qualitativa<sup>24</sup>. O Quadro 1 sintetiza os dados de dois estudos de avaliação por meio de fotografia, componente importante da rotina de avaliação do fisioterapeuta, mas estes relataram confiabilidade de fraca a moderada, alertando os fisioterapeutas quanto a sua limitação<sup>15,18</sup>. O Quadro 2 resume quatro estudos de utilização da régua flexível na mensuração do grau de lordose em posição ortostática, que relataram forte confiabilidade intra e interobservadores<sup>14,22,26,28</sup>. O Quadro 3 mostra três estudos de utilização do goniômetro na medição de lordose lombar, referindo confiabilidade forte<sup>10,13,29</sup>. O Quadro 4 traz quatro artigos que avaliam a utilização de programas de computador: Metrecom Skeletal Analysis System<sup>30</sup>, Programa de Análise Computadorizada da Postura<sup>4</sup>, Spineview<sup>31</sup> e Spinal Mouse<sup>25</sup>, referindo alta confiabilidade.

O Quadro 5 mostra os resultados dos estudos com os diversos métodos radiográficos: Cobb<sup>5,8,32</sup>, centróide<sup>5,8</sup>, TRALL e Harrison<sup>5</sup>, usados para avaliar diferentes regiões vertebrais: L1-L5, L1-S1, T12-L5 e T12-S1<sup>4,7,30</sup>. Todos encontraram forte confiabilidade das medições, ao comparar tanto os avaliadores (intra e interobservadores) quanto os métodos. No entanto, a radiografia apresenta desvantagens: tem alto custo, é invasiva, demanda tempo, causa riscos à saúde e não permite a visualização da atitude postural estática do indivíduo, de modo a avaliar determinados padrões de simetria de partes do corpo e/ou de seu conjunto<sup>4,25,29</sup>. Ainda, é contra-indicada a exposição à radiação de gestantes, assim como a exposição de crianças e adolescentes à radiação periodicamente, para acompanhamento da curvatura lombar durante o crescimento. Valores aí encontrados para o ângulo da lordose lombar variaram de 23° a 53°.

No conjunto dos estudos que apresentaram as medidas obtidas <sup>5,8,12,25,26,29-31</sup>, o valor encontrado para o ângulo da lordose lombar variou entre 23° e 66,1° refletindo as diferentes regiões em que foram feitas as medições, com cada instrumento e posicionamento. O fisioterapeuta necessita conhecer o valor exato para classificar a lordose lombar de seus pacientes na avaliação e na reavaliação do tratamento.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

Um ponto a ser melhorado neste estudo seria o contato com os autores dos artigos incluídos, no intuito de localizar eventuais estudos ainda não publicados.

A revisão dos artigos selecionados não permite identificar um instrumento padrão ouro, apesar de a maioria dos estudos referir forte confiabilidade quanto ao instrumento utilizado. Só após a determinação de um padrão será possível realizar

estudos de diagnóstico ou acurácia (incluindo os itens de sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo). Embora a análise radiográfica seja considerada o modo de medição ideal, tem as desvantagens já referidas. Além disso, alguns serviços de radiologia realizam radiografia da coluna lombar em decúbito<sup>25</sup>. Outros métodos também apresentaram forte confiabilidade. A avaliação visual não deve ser descartada, mesmo com sua confiabilidade fraca, pois a inspeção é um importante componente do exame clínico da coluna.

O estabelecimento da confiabilidade é extremamente importante antes de o instrumento começar a ser utilizado, porém não é o único fator a ser considerado. É essencial confirmar se a mensuração é válida, ou seja, se o instrumento realmente mede o que se propõe a medir<sup>25,26</sup>. O uso dos diversos métodos e instrumentos deve ser acompanhado de instruções a serem dadas aos indivíduos a serem avaliados e precedido por treinamento de seu manuseio<sup>12</sup>.

O presente estudo sugere que ainda é necessário identificar e/ou desenvolver instrumentos efetivamente confiáveis, validados e de fácil uso para a melhor avaliação da lordose lombar, melhorando a qualidade do exame clínico feito pelo fisioterapeuta.

## REFERÊNCIAS

- 1 American Physical Therapy Association. Guide to physical therapist practice. *Phys Ther.* 2001;81.
- 2 Fritz JM, Wainner RS. Examining diagnostic tests: an evidence-based perspective. *Phys Ther* 2001;81:1546-64.
- 3 Smith L, Weiss EL, Lehmkuhl LD. *Cinesiologia clínica de Brunnstrom*. São Paulo: Manole; 1997.
- 4 Pereira OS. A utilização da análise computadorizada como método de avaliação das alterações posturais: um estudo preliminar. *Fisio Mov.* 2003;16:17-25.
- 5 Harrison DE, Harrison DD, Cailliet R, Tadeusz JJ, Burt H. Radiographic analysis of lumbar lordosis – Centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods. *Spine.* 2001; 26:235-42.
- 6 Jackson RP, Kanemura I, Kawakami N, Hales C. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. *Spine.* 2000;25:575-86.
- 7 Chernukha KV, Daffner RH, Reigel DH. Lumbar lordosis measurement: a new method versus Cobb technique. *Spine.* 1998;23:74-9.
- 8 Chen L. Vertebral centroid measurement of lumbar lordosis compared with the Cobb technique. *Spine.* 1999;24:1786-90.
- 9 Gardocki RJ, Watkins RG, Williams LA. Measurements of lumbopelvic lordosis using the pelvic radius technique as it correlates with sagittal spinal balance and sacral translation. *Spine J.* 2002;2:421-9.
- 10 Gajdosik R, Simpson R, Smith R, Dontigny, RL. Intratester reliability of measuring the standing position and range of motion. *Phys Ther.* 1985;65:169-74.
- 11 Simpson SR. Evaluation of a flexible ruler technique for measuring lumbar lordosis in the clinical assessment of low back pain. *J Soc Occup Med.* 1989;39:25-9.
- 12 Mellin G. Measurement of thoracolumbar posture and mobility with a Myrin inclinometer. *Spine.* 1986;11:759-62.
- 13 Burdett RG, Katryn EB, Fall MP. Reliability and validity of four instruments for measuring lumbar spine and pelvic positions. *Phys Ther.* 1986;66:677-84.
- 14 Hart DL, Rose SJ. Reliability of a noninvasive method for measuring the lumbar curve. *JOSPT* 1986:180-4.

- 15 Fedorak C, Ashworth N, Marshall J, Paull H. Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis: how good are we? *Spine*. 2003;16:1857-9.
- 16 Kendall FP. *Músculos, provas e funções*. São Paulo: Manole,1995.
- 17 Koch HA, Ribeiro ECO, Tonomura ET. *Radiologia na formação do médico geral*. Rio de Janeiro: Revinter; 1997.
- 18 Bryan JM, Mosner E, Shippee R, Stull MA. Investigation of the validity of postural evaluation skills in assessing lumbar lordosis using photographs of clothed subjects. *JOSPT* 1990;12:24-9.
- 19 Watson AWS. Procedure for the production of high quality photographs suitable for the recording and evaluating of posture. *Rev Fisioter Univ São Paulo*. 1998;1:20-6.
- 20 Alderson P, Green S, Higgins JPT (editors). *Cochrane Reviewers' Handbook 4.2.2* [updated March 2004]. In: *The Cochrane Library, Issue 1*. Chichester [UK]: John Wiley & Sons; 2004.
- 21 Dickersin K, Scherer R, Lefebvre C. Identifying relevant studies for systematic reviews. *BMJ* 1994;309:1286-9.
- 22 Arnold CM, Beatty B, Harrison EL, Olszynski W. The reliability of five clinical postural alignment measures for women with osteoporosis. *Phys Can*. 2000:286-94.
- 23 Miller A, Sullivan J. *Teaching physical activity to the impaired youth*. New York: John Wiley & Sons;1982.
- 24 Watson AWS, MacDonncha C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *J Sports Med Phys Fit*. 2000;40:260-70.
- 25 Mannion AF, Knecht K, Balaban G, Dvorak J, Grob D. A new skin-surface device for measuring the curvature of global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine J*. 2004;13:122-36.
- 26 Bryan JM, Mosner EA, Shipee R, Stull MA. Investigation of the flexible ruler as a noninvasive measure of lumbar lordosis in black and white adult female sample populations. *JOSPT* 1989;3-7.
- 27 Bland JM, Altman DG. A note on the use of the intraclass correlation coefficient in the evaluation of agreement between two methods of measurement. *Comput Biol Med* 1990;20:337-40.
- 28 Walker ML, Rothstein JM, Finucane SD, Lamb RL. Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. *Phys Ther*. 1987;67:512-6.
- 29 Joseph K, Kippers V, Richardson CA, Parnianpour M. Range of motion and lordosis of the lumbar spine – reliability of measurement and normative values. *Spine*. 2001;26,53-60.
- 30 Walsh M, Breen AC. Reliability and validity of the Metrecom Skeletal Analysis System in the assessment of sagittal plane lumbar angles. *Clin Biomech*. 1995;10:222-3.
- 31 Rillardon L, Levassor N, Guigui P, Wodecki P, Cardinne L, Templier A, Skali W. Validation d'un outil de mesure des paramètres pelviens et rachidiens de l'équilibre sagittal du rachis. *Rev Chir Ort*. 2003;89:218-27.
- 32 Polly DW, Kilkely FX, McHale KA, Asplund LM, Mulligan M, Chang AS. Measurement of lumbar lordosis: evaluation of intra-observer, interobserver and technique variability. *Spine* 1996;21:1530-5.
- 33 Rahali-Khachlouf H, Poiradeau S, Fermanian J, Ben Salah FZ, Dziri C, Revel M. Validity and reliability of spinal clinical measures in ankylosing spondylitis. *Ann Readapt Med Phys* 2001;44:205-12.

Agradecimento à fisioterapeuta da Equilíbrio Fisioterapia e Ergonomia e professora do Curso de Fisioterapia da Unifil Ana Paula Rossetto Garcia Cardoso, pelas sugestões, correções e críticas ao estudo e ao manuscrito; e à bibliotecária Vilma Aparecida Feliciano de Jesus, da Biblioteca Setorial Ana Misako Endo Ito (HU-UEL), pelas estratégias de busca nas bases de dados pesuisadas.

**Quadro 1** Síntese dos estudos envolvendo avaliação visual por meio de fotografia

Autor (ano)	Participantes	Procedimentos	Tipo de análise	Resultados
Bryan (1990)18	n= 3; sexo ñ-i *; idade entre 18 e 35; diversos graus de lordose	48 fisioterapeutas avaliaram fotografias de 3 indivíduos em posição ortostática e perfil, vestidos de shorts e camiseta; classificaram da maior para menor lordose lombar	Classificações interpretadas como corretas ou incorretas. Teste Q <sup>2</sup> p/ avaliar independência das classificações	9 respostas corretas; taxa de acerto 9,3%. Validade fraca p/ avaliação da lordose lombar
Fedorak (2003)15	n = 36; sexo e idade ñ-i; 17 com lombalgia e 19 saudáveis	28 avaliadores (quiropratas, fisioterapeutas, fisiatras, reumatologistas e ortopedistas) avaliaram a postura dos indivíduos por fotografias e classificaram em lordose lombar normal, aumentada ou diminuída	Coefficiente Kappa p/ determinar a Conf. intra e interobservador	Conf. intra-observador moderada (0,50) e interobservador fraca (0,16)

\* ñ-i = dado não informado ou explicitado; Conf.= confiabilidade.

**Quadro 2** Síntese dos estudos envolvendo régua flexível

Autor (ano)	Participantes	Procedimentos	Tipo de análise	Resultados
Hart (1986)14	n = 23; sexo ñ-i; adultos saudáveis	Duas medidas feitas por um avaliador nos 23 sujeitos. Depois, 6 sujeitos avaliados por régua flexível e radiografia	ICC para aferir Conf. intra-observador e coeficiente de correlação de Pearson para a validade	Conf. intra-observador forte (ICC = 0,97) e validade forte (r = 0,87)
Walker (1987)28	n = 31, 23 M, 8 H*; idade média 23,9; saudáveis	Indivíduos avaliados em posição ortostática 2 vezes por 2 avaliadores	ICC para Conf. intra e interobservador	Conf. intra e interobservador forte (ICC = 0,90).
Bryan (1989)26	n = 45 M; idade entre 18 e 40; saudáveis	Indivíduos avaliados por radiografia e régua flexível em posição ortostática e em perfil. Medidas entre os pontos L2-S1 por um avaliador	Coefficiente de correlação de Pearson	Correlação fraca (r = 0,30).
Arnold (2000)22	n = 20 M; idade entre 55 e 75; com osteoporose	Régua flexível de 60 cm, por 1 avaliador	ICC por ANOVA de 2 fatores com efeito combinado (fixo e aleatório) para concordância absoluta	Conf. intraobservador forte

\* ñ-i = dado não informado ou explicitado; M = Mulheres; H = homens; Conf.= confiabilidade.

**Quadro 3** Síntese dos estudos envolvendo goniômetro

Autor (ano)	Participantes	Procedimentos	Tipo de análise	Resultados
Burdett (1986)13	n = 23; sexo ñ-i; idade entre 20 e 40; saudáveis	2 avaliadores mediram a curvatura lombar na posição ortostática com goniômetro	ICC e coeficiente de correlação de Pearson	Conf. interobservador forte (ICC = 0,92, r = 0,93)
Mellin (1986)12	n = 25, 16 M e 9 H; idade média 31,3; saudáveis	Indivíduos avaliados com goniômetro <i>Myrin</i> ; 10 avaliados duas vezes em dias consecutivos por um avaliador; 15 avaliados por dois avaliadores em dias consecutivos	Coefficiente de correlação de Pearson	Forte Conf. intra (r = 0,94) e interobservador (r = 0,89)
Joseph (2001)29	n = 35 H; idade média 29,9; saudáveis	Lordose lombar (T12-L1 e L5-S1) medida por goniômetro por um avaliador, com sujeito em posição ortostática.	Coefficiente de correlação de Pearson e ICC por meio da ANOVA de um fator	Conf. intra-observador forte (ICC= 0,95, r = 0,95)

\* ñ-i = dado não informado ou explicitado; M = Mulheres; H = homens; Conf.= confiabilidade.

**Quadro 4** Síntese dos estudos envolvendo programa de computador

Autor (ano)	Participantes	Procedimentos	Tipo de análise	Resultados
Walsh (1995) <sup>30</sup>	n = 17; 3 M, 14 H; idade entre 18 e 45	Sujeitos avaliados por radiografia da coluna lombar em posição ortostática e em perfil; e pelo <i>Metrecom Skeletal Analysis System</i> (antes e após análise radiográfica)	ICC por meio da ANOVA de um fator	Conf. intra-observador forte (ICC = 0,90) (antes e depois da análise); Conf. fraca (ICC = 0,01) entre <i>Metrecom</i> e radiografia
Pereira (2003) <sup>4</sup>	n = 50; M e H, crianças e adultos; c/ postura simétrica e c/ desvios posturais	1º, avaliação visual padrão; 2º, com marcadores na pele, sujeitos foram fotografados; 3º, avaliação postural pelo Programa de Análise Computadorizada da Postura	Dados brutos em tabelas sem tratamento estatístico	A análise computadorizada é coerente com o exame visual.
Rillardon (2003) <sup>31</sup>	n = 100; sexo ñ-i; idade entre 20 e 70; saudáveis	Lordose lombar (L1-L5) avaliada com sujeitos em posição ortostática e perfil por medição manual e com o <i>software</i> Spineview, por um avaliador. Depois, outros dois avaliadores fizeram o mesmo	ICC para intra e interobservador; + representação gráfica proposta por Bland e Altman	Conf. forte intra-observador (ICC = 0,94 e 0,96) e interobservador (ICC = 0,92 e 0,96) para mensurações manuais e computadorizadas, respectivamente
Mannion (2004) <sup>25</sup>	n = 20; 11 M, 9 H; idade média 41; saudáveis	Em dois dias diferentes, medida a curvatura lombar pelo <i>software</i> Spinal Mouse, três vezes e por dois avaliadores	ICC para Conf. intra e interobservador	Conf. forte intra-avaliador (ICC = 0,90 p/ av.1 e 0,92 p/ av.2) e interobservador forte (ICC = 0,86)

\* ñ-i = dado não informado; M = Mulheres; H = homens; av = avaliador; Conf.= confiabilidade.

**Quadro 5** Síntese Resultados dos estudos envolvendo radiografia

Autor (ano)	Participantes	Procedimentos	Tipo de análise	Resultados
Polly (1996) <sup>32</sup>	n = 60, 38 M, 22H; 13 saudáveis; 34 c/ escoliose, 5 c/ doença de Scheuermann, 3 c/ neurofibromatose, 1 c/ Associação de Vater; 1 c/ síndrome de Noonan, 1c/ síndrome de Ehler-Danlos, 1 c/ cifose torácica e 1 c/ anomalia congênita	As 60 radiografias feitas por um único avaliador. Avaliadas em duas ocasiões (intervalo de duas semanas) por um ortopedista, um ortopedista pediatria e um radiologista, usando as 4 técnicas do Método de Cobb (T12-S1, L1-S1, T12-L5, L1-L5)	ICC para Conf. intra e interobservador	Conf. forte intra-observador (ICC entre 0,83 e 0,96) e interobservador (entre 0,81 e 0,92)
Chen (1999) <sup>8</sup>	n = 16 H; idade entre 24 e 41; saudáveis	16 radiografias em posição ortostática e perfil. Três avaliadores (um ortopedista e dois residentes em radiologia) avaliaram cada radiografia por dois ângulos de Cobb (L1-L5 e L1-S1) e técnica centróide	ICC para Conf. intra e interobservador	Conf. interobservador de 0,903 p/ centróide; 0,826 p/ Cobb (L1-L5) e 0,784 p/ Cobb (L1-S1); Conf. intra-observador 0,970 p/ centróide; 0,952 p/ Cobb L1-L5 e 0,946 p/ Cobb L1-S1
Harrison (2001) <sup>5</sup>	n = 30; sexo e idade ñ-i	Avaliadas 30 radiografias em perfil da coluna lombar por três avaliadores, duas vezes (intervalo de uma semana), usando quatro técnicas: Cobb (L1-L5 e T12-S1), Centróide (T12-S1), TRALL (L1-S1) e Harrison (L1-L5 e T12-S1)	ICC para Conf. intra e interobservador	Para os quatro métodos avaliados, a Conf. intra e interobservador forte (ICC>0,83)
Rahali-Khachloulf (2001) <sup>33</sup>	n = 22, 21 M e 1 H; idade média 32; com espondilite anquilosante	Sujeitos avaliados por fio de prumo e por radiografias em posição ortostática e em perfil. Método não-explicitado	Coeficiente de correlação de Spearman	Correlação forte

\* ñ-i = dado não informado ou explicitado; M = Mulheres; H = homens; Conf.= confiabilidade.

# Alterações musculares em indivíduos com lesão do neurônio motor superior

## Muscle alterations in individuals with upper motor neuron lesions

*título condensado:* Alterações musculares em pacientes neurológicos

Daniela Virgínia Vaz<sup>1</sup>, Rachel Soares Brício<sup>2</sup>, Cecília Ferreira de Aquino<sup>2</sup>, Sabrina Oliveira Viana<sup>2</sup>, Marisa Cotta Mancini<sup>3</sup>, Sérgio Teixeira da Fonseca<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Fisioterapeuta; Profa. MSc Assistente do Depto. de Fisioterapia da UFMG (Universidade Federal de Minas Gerais)

<sup>2</sup> Fisioterapeutas; mestres em Ciências da Reabilitação

<sup>3</sup> Terapeuta ocupacional; Profa. Dra. Adjunta do Depto. de Terapia Ocupacional da UFMG

<sup>4</sup> Fisioterapeuta; Prof. Dr. Adjunto do Depto. de Fisioterapia da UFMG

Estudo realizado no Laboratório de *Performance* Humana da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional do Depto. de Fisioterapia da UFMG

### ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA:

Daniela Virgínia Vaz  
R. Castelo de Guimarães 332 ap.403 Castelo  
31330-250 Belo Horizonte MG

e-mail danielavvaz@gmail.com

só se houver espaço: <sup>2</sup>rachelsbricio@hotmail.com ; cferaquino@yahoo.com.br; sabrinaviana@yahoo.com.br ; <sup>3</sup>mcmancini@pib.com.br ; <sup>4</sup>sfonseca@pib.com.br

Apresentação: out. 2004

Aceito para publicação: nov. 2005

### RESUMO

Indivíduos com lesão do neurônio motor superior (LNMS) apresentam disfunções do movimento e postura que prejudicam a mobilidade e o desempenho de tarefas de vida diária. A espasticidade tem sido considerada tradicionalmente o principal determinante das disfunções motoras desses indivíduos. No entanto, há evidências de que alterações nas características musculares dessa população possam contribuir para os défices motores. O objetivo deste estudo foi realizar uma análise crítica da literatura referente à caracterização da rigidez passiva, curva comprimento-tensão e comprimento dos músculos de indivíduos com lesão do neurônio motor superior (LNMS). A literatura revisada traz evidências de que pacientes com LNMS apresentam aumento da rigidez passiva, deslocamento das curvas comprimento-tensão e diminuição de comprimento muscular. Tais alterações parecem decorrer de remodelação tecidual em resposta a padrões diferenciados de uso, com modificações histoquímicas e histológicas do tecido muscular. As alterações das características musculares podem, por sua vez, contribuir para os padrões de postura e movimento atópicos. A interação entre as propriedades musculares e a função motora precisa ser melhor investigada, para que possam ser elaboradas estratégias de intervenção mais eficazes para a promoção de ganhos funcionais na população com défices neurológicos.

**Descritores:** Espasticidade muscular; Hipertonia muscular; Lesão do neurônio motor superior; revisão de literatura

### ABSTRACT

Patients with upper motor neuron lesions (UMNL) experience movement and posture dysfunction, which hinder their mobility and performance in daily activities. Traditionally, spasticity has been considered the major determinant of movement dysfunction in these individuals. However, there is evidence that changes in muscle characteristics may contribute to movement deficits in this population. The aim of this study was to critically appraise the literature regarding characterization of passive stiffness, length-tension relationship and extensibility of muscles of individuals with UMNL. The review shows that patients with UMNL present increase in passive stiffness, shifts in the length-tension relationship, and decrease in muscle extensibility. Such alterations appear to be the result of tissue remodelling in response to specific patterns of use, with histochemical and histological alterations. Such changes in muscle tissues, in turn, may contribute to movement and posture patterns presented by these patients. The interplay between muscle properties and movement function needs to be addressed in more detail to allow the elaboration of more efficient strategies of intervention to promote functional improvement of the population with neurological deficits.

**Key words:** Muscle hypertonia; Muscle spasticity; Upper motor neuron lesion; literature review

## INTRODUÇÃO

Indivíduos com lesões do neurônio motor superior (LNMS) decorrentes de distúrbios tais como paralisia cerebral (PC), acidente vascular cerebral (AVC), e traumatismo crânio encefálico<sup>1</sup>, apresentam disfunções motoras que prejudicam sua mobilidade e desempenho de tarefas de vida diária, limitando a sua independência e a participação na sociedade<sup>2,3</sup>. A natureza das disfunções apresentadas por esses indivíduos, no entanto, ainda é pouco entendida, e o tratamento desses pacientes representa um desafio para os profissionais da reabilitação<sup>1</sup>.

O quadro de disfunção motora de pacientes com LMNS envolve posturas e padrões de movimentos atípicos, lentidão e coordenação pobre, fraqueza muscular, aumento da resistência das articulações à movimentação passiva (hipertonia) e espasticidade<sup>4</sup>. Historicamente, a espasticidade tem sido considerada o principal contribuinte para as disfunções de movimento decorrentes de LNMS<sup>5,6</sup>. De acordo com Lance (1980)<sup>7</sup>, a espasticidade pode ser definida como uma hiperexcitabilidade do reflexo tônico de estiramento que causa uma ativação muscular reflexa durante estiramentos passivos, sendo essa ativação dependente da velocidade com que o movimento passivo é realizado. Muitos esforços terapêuticos têm sido realizados com o objetivo de minimizar a influência da espasticidade ou diminuir a ocorrência de respostas reflexas no intuito de promover melhoras no desempenho motor<sup>5,6</sup>, com base no pressuposto que a emergência e desenvolvimento da coordenação motora voluntária estaria suprimida na presença da espasticidade e ocorreria à medida em que esse fator fosse controlado ou reduzido<sup>5,6</sup>. No entanto, a relação entre espasticidade e função não é clara<sup>8,9</sup>. Alguns estudos demonstraram que a diminuição da espasticidade não resulta em melhora do controle dos movimentos<sup>10</sup> ou ganhos funcionais<sup>11</sup>. Esses achados sugerem que outros fatores, além da hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento, estejam associados com as disfunções motoras observadas na população com LNMS. Alguns autores<sup>4,5</sup> sugerem que fatores musculoesqueléticos estejam associados de forma mais direta com as disfunções motoras apresentadas por esses indivíduos.

Diversos estudos demonstram uma associação entre força muscular e função motora em crianças com PC e pacientes hemiplégicos adultos<sup>12,13</sup>, sendo que programas de treinamento resistido tem tido impacto positivo na função desses indivíduos<sup>14,15</sup>. Além de déficits de força muscular, há evidências de que a musculatura de indivíduos com LNMS apresenta também alterações de suas características mecânicas<sup>16,17</sup>.

A literatura tem documentado alterações musculares como deslocamentos das curvas ângulo-torque<sup>17,18</sup>, diminuição do comprimento dos músculos<sup>19</sup> e aumentos na resistência à deformação<sup>16,18,20,21</sup> em indivíduos com LNMS. Há evidências de que esse aumento da resistência muscular à deformação não esteja associado à hiperativação eletromiográfica, mas a alterações das propriedades mecânicas como aumento da rigidez tecidual (rigidez muscular passiva)<sup>20,22,23</sup>. Essas alterações das propriedades musculares podem contribuir para as disfunções motoras características dessa população<sup>4</sup> e, portanto, devem ser melhor entendidas por profissionais e pesquisadores da área de reabilitação.



O objetivo desse artigo de revisão foi realizar uma análise crítica da literatura referente à caracterização da rigidez passiva, curva comprimento-tensão e comprimento dos músculos de indivíduos com lesão do neurônio motor superior. O entendimento dessas alterações poderá nortear a elaboração de estratégias de avaliação, bem como subsidiar futuras investigações que visem documentar o impacto de processos terapêuticos em fatores específicos da estrutura muscular e da movimentação nessa clientela.

## METODOLOGIA

Foram realizadas consultas às bases de dados Medline e Lilacs no período de janeiro a dezembro de 2004. Para a busca de artigos foram utilizadas as seguintes expressões (no idioma inglês): *hypertonia*, *muscle stiffness*, *length tension*, *angle torque* e *sarcomeres*, em associação com *spasticity*, *cerebral palsy*, *hemiplegi\**, *neurolog\** e *stroke*. O símbolo\*(asterisco) foi usado para truncagem. As buscas não foram limitadas por idioma. A limitação das buscas por data, normalmente utilizada para garantir a inclusão somente de trabalhos recentes (publicados nos últimos 10 ou 15 anos) não foi realizada, uma vez que vários trabalhos clássicos relativos ao tema foram publicados na década de 1980. Os artigos considerados relevantes pelos autores foram incluídos na revisão. Além disso, as listas de referências bibliográficas dos artigos selecionados foram examinadas para obtenção de trabalhos adicionais.

## REVISÃO DA LITERATURA

### Rigidez muscular passiva

Indivíduos com LNMS apresentam aumento na resistência oferecida pelo músculo ao alongamento, denominada hipertonia<sup>24</sup>. Esse aumento de resistência tem sido atribuído exclusivamente a uma hiperatividade muscular decorrente da hiperreflexia<sup>24</sup>, sendo que a musculatura desses indivíduos foi por muito tempo considerada mecanicamente normal<sup>25</sup>. No entanto, tem sido demonstrado que articulações de indivíduos com LNMS apresentam aumento da resistência à movimentação passiva, mesmo na ausência atividade eletromiográfica<sup>16,20,22</sup>. À medida que o músculo em repouso eletromiográfico é alongado, a razão entre a tensão (resistência) gerada e a deformação sofrida é definida como rigidez passiva desse músculo<sup>26</sup>. Essa rigidez reflete as propriedades mecânicas do tecido, dadas pelo tecido conectivo intramuscular e pelas proteínas intracelulares<sup>27</sup>. A partir da análise dos torques de resistência gerados durante a movimentação articular passiva com a musculatura em repouso eletromiográfico, diversos autores têm quantificado alterações de rigidez muscular passiva em pacientes com LNMS<sup>6,17,28,29</sup>. Sinkjaer e Magnussen<sup>29</sup> verificaram aumento de 278% na rigidez muscular passiva do tríceps sural de indivíduos hemiparéticos em comparação com indivíduos normais. Outros grupos musculares do cotovelo, punho e joelhos também apresentam aumento de rigidez passiva em populações com LNMS<sup>6,17,29</sup>.

A tensão de resistência gerada durante o alongamento muscular aumenta com o aumento de rigidez passiva. Assim, o aumento da rigidez de um grupo muscular de uma dada articulação pode implicar uma necessidade de maior geração de força pelo grupo muscular antagonista, para que a resistência seja vencida e o movimento seja executado<sup>22,30</sup>. Durante a fase de balanceio da marcha, pacientes com LNMS apresentam um déficit de dorsiflexão associado a um aumento na atividade eletromiográfica do tibial anterior, enquanto a atividade do tríceps sural não apresenta alterações em relação a

indivíduos normais<sup>22,30</sup>. A ausência de alterações eletromiográficas dos flexores plantares indica que a resistência que limita a dorsiflexão nesses pacientes provém de alterações intrínsecas ao músculo tríceps sural, e não de hiperatividade decorrente da espasticidade. O aumento da atividade do tibial anterior ocorre numa tentativa de vencer essa resistência muscular passiva aumentada do tríceps sural<sup>22,30</sup>. Uma manipulação da temperatura tecidual demonstrou resultados que confirmam essas conclusões<sup>22</sup>. Tecidos com comportamento viscoelástico, como o tecido muscular, respondem a aumentos de temperatura com uma redução de rigidez, enquanto o resfriamento provoca um aumento da rigidez<sup>31</sup>. Dietz e colaboradores<sup>15</sup> verificaram que, quando o membro inferior dos pacientes com LNMS foi resfriado, provocando um aumento da rigidez do tríceps sural, a atividade do tibial anterior aumentou e a amplitude de dorsiflexão diminuiu. Por outro lado, quando o membro foi aquecido, a amplitude de dorsiflexão aumentou, apesar da diminuição da atividade do tibial anterior<sup>22</sup>. Resultados opostos seriam esperados se o déficit de dorsiflexão fosse decorrente de uma hiperatividade reflexa do tríceps sural. Além disso, bloqueio do nervo tibial não causou redução da rigidez da articulação do tornozelo em cinco indivíduos hemiplégicos com aumento considerável no tônus muscular<sup>32</sup> documentado pela escala de Ashworth<sup>33</sup>. Tais achados demonstraram que a hipertonia observada em pacientes com LNMS não pode ser exclusivamente atribuída à espasticidade, e evidenciaram a contribuição de fatores intrínsecos ao tecido muscular para o aumento de resistência à movimentação passiva.

O aumento da rigidez muscular passiva em indivíduos com LNMS foi evidenciado em estudos histológicos<sup>1</sup>. Miofibrilas do flexor ulnar do carpo de indivíduos com PC apresentaram sarcômeros com comprimento de repouso menor e rigidez duas vezes maior do que células retiradas de indivíduos normais<sup>1</sup>. Esses achados sugerem a ocorrência de uma importante remodelação de componentes estruturais intracelulares e/ou extracelulares do tecido muscular em indivíduos com PC, levando ao aumento de rigidez passiva<sup>1</sup>.

Um dos componentes associados à rigidez passiva de um músculo é a quantidade de tecido conectivo presente nos envoltórios musculares (endomísio, perimísio e epimísio)<sup>27</sup>. À medida que o músculo é alongado, as fibras de colágeno, inicialmente em um estado em que se encontram onduladas e frouxas (o chamado *crimp*), começam a se realinhar e deformar, gerando tensão que resiste ao alongamento<sup>27</sup>. Booth e colaboradores<sup>34</sup>, por meio de microscopia eletrônica e métodos histoquímicos, encontraram um aumento na quantidade absoluta de colágeno no músculo vasto lateral de crianças com PC. Indivíduos que apresentaram maiores quantidades de colágeno no músculo vasto lateral apresentavam também maior resistência à movimentação passiva do joelho. No entanto, a literatura não é conclusiva. Alguns autores<sup>18,19</sup> observaram fascículos do tríceps sural de crianças com PC à microscopia eletrônica e não encontraram excesso de colágeno. O'Dwyer e colaboradores<sup>6</sup> sugerem que, mesmo sem um aumento da concentração de colágeno, uma mudança na orientação das fibras, ocorrida a partir da remodelação do tecido conectivo do músculo, possa ocasionar o aumento de rigidez.

Além de alterações no tecido conectivo, mudanças na composição muscular em relação ao tipo de fibras poderiam contribuir para o aumento de rigidez. Foi

demonstrado que fibras musculares de contração lenta (tipo I) são mais rígidas do que fibras de contração rápida<sup>35</sup> e há evidências de um aumento na proporção de fibras tipo I em músculos de indivíduos com LNMS<sup>36</sup>. As fibras de contração rápida estão presentes predominantemente em unidades motoras com limiar de excitabilidade mais alto. Após uma LNMS, essas fibras seriam menos estimuladas do que as fibras lentas, o que causaria a alteração de proporção observada<sup>36</sup>.

Outro fator associado à rigidez muscular é a tensão filamentar de repouso, dada pelas pontes cruzadas que são normalmente formadas entre os filamentos de actina e miosina no músculo relaxado (em silêncio eletromiográfico)<sup>37</sup>. Quando uma deformação é imposta sobre o músculo, essas pontes químicas são alongadas elasticamente até se romperem. Esse mecanismo seria responsável pela resistência oferecida pelo músculo em uma pequena amplitude inicial de deformação, denominada *short range stiffness* (rigidez de pequena amplitude)<sup>37</sup>. Hufschmidt e Mauritz<sup>21</sup> verificaram que, em pacientes com LNMS, a *short range stiffness* aumenta quando são dados intervalos maiores entre os ciclos de alongamento. Um tempo prolongado de inatividade muscular e a manutenção do músculo em posição encurtada ocasiona um aumento dessa rigidez inicial, que seria atribuído à formação de maior número de pontes cruzadas<sup>38</sup>. Essas condições, comuns após LNMS, poderiam levar ao aumento da resistência oferecida contra o movimento<sup>39</sup>.

Em resumo, a literatura evidencia a presença de alterações histológicas do tecido muscular em pacientes com LNMS, indicando a ocorrência de remodelação tecidual. Tais alterações devem ser melhor documentadas para facilitar a elucidação dos mecanismos de remodelação responsáveis pelo aumento da rigidez passiva apresentada por pacientes com LNMS.

#### Comprimento muscular

Em associação ao aumento de rigidez muscular passiva, pode haver uma diminuição do comprimento muscular em pacientes com LNMS. A perda persistente de amplitude de movimento decorrente do encurtamento muscular caracteriza o que é clinicamente definido como contratura, uma complicação comum após LNMS<sup>25</sup>. Frequentemente a perda de amplitude de movimento observada em pacientes com LNMS é atribuída à hiperativação muscular, que impede o alongamento do músculo. No entanto, a contratura é caracterizada por uma perda de comprimento muscular na ausência de atividade eletromiográfica, e não deve ser confundida com estados de contração muscular contínua<sup>25</sup>.

O D'wyer e colaboradores<sup>6</sup> relatam ausência de associação entre a presença de hiperreflexia do bíceps braquial e contraturas em flexão do cotovelo em pacientes hemiplégicos. Esses autores não atribuem a ocorrência de contraturas à presença de espasticidade, mas a adaptações às condições de uso dos músculos. Em consequência da paresia causada pela LNMS, os pacientes enfrentam relativa imobilidade e assumem posturas de proteção do membro superior, mantendo frequentemente o membro apoiado sobre o colo com o cotovelo flexionado. Músculos mantidos em posição encurtada por períodos prolongados desenvolvem contratura<sup>6,40</sup> em decorrência da remodelação do tecido com diminuição do número de sarcômeros em série e aumento da rigidez tecidual<sup>40</sup>. Essa remodelação ocorre independentemente da

atividade nervosa<sup>41</sup>. A perda de sarcômeros em série associada à hipoextensibilidade e rigidez aumentada da musculatura do tríceps sural também foi observada em crianças com PC que apresentavam padrão de marcha eqüina<sup>19</sup>. No entanto, a redução da espasticidade (quantificada por eletromiografia) não ocasionou reversão da perda de comprimento muscular nessas crianças<sup>42</sup>. Em suma, as evidências indicam que, pela remodelação, o tecido muscular se adapta aos padrões de uso. As alterações na estrutura muscular parecem ocorrer independentemente da presença de espasticidade.

Em crianças com PC, mesmo sem contratura aparente, pode haver uma diminuição importante do comprimento das fibras musculares. Tardieu e colaboradores<sup>19</sup> sugeriram que o crescimento muscular longitudinal está alterado devido a anormalidades na regulação trófica nessas crianças. Essa anormalidade leva a um crescimento ósseo que não é acompanhado pelo crescimento do ventre muscular, resultando em tendões proporcionalmente mais longos e ventres mais curtos<sup>19</sup>. Com base nos resultados de estudos experimentais em animais, pode-se argumentar que a alteração da relação tendão-ventre pode estar relacionada à imobilidade dessas crianças. Músculos de animais jovens imobilizados em posição alongada respondem com um aumento no comprimento dos tendões e diminuição do ventre muscular<sup>43</sup>. Em crianças com PC, um processo semelhante pode estar ocorrendo. Os músculos são alongados pelo crescimento ósseo enquanto se mantêm relativamente imobilizados, em decorrência da mobilidade restrita dessas crianças.

As evidências relacionadas à alteração de comprimento muscular ressaltam a importância de evitar a imobilidade para prevenir a perda de comprimento muscular em pacientes com LNMS. Além da perda de amplitude de movimento, a alteração do comprimento pode acarretar modificações da curva comprimento-tensão, gerando diminuição de força em amplitudes específicas<sup>18,40</sup>.

#### Curva comprimento-tensão

A curva comprimento-tensão ativa de um músculo expressa a relação entre a capacidade de geração de tensão e o comprimento muscular. A força ativa máxima é produzida em um comprimento ótimo, dado pela superposição ideal dos filamentos de actina e miosina, e diminui à medida que o músculo é encurtado ou alongado<sup>44</sup>. As curvas comprimento-tensão são determinadas a partir de experimentos *in vitro* com músculos isolados. Em seres humanos, podem ser obtidas curvas ângulo-torque a partir do movimento angular da articulação. As curvas ângulo-torque resultam do efeito combinado da relação comprimento-tensão dos músculos que atravessam a articulação e da alteração dos braços de alavanca à medida que a articulação se move<sup>45</sup>. Dessa forma, alterações da curva comprimento-tensão dos músculos que atravessam a articulação influenciam a capacidade de geração de torque.

Os modelos de imobilização muscular em diferentes comprimentos em animais fornecem evidências de que, associado à alteração de rigidez e do número de sarcômeros em série, há um deslocamento da curva comprimento-tensão ativa. Quando músculos são imobilizados em posição encurtada, ocorre diminuição no número de sarcômeros em série, redução do comprimento, aumento da rigidez muscular e deslocamento da curva comprimento-tensão para a esquerda (geração de força máxima em comprimentos

menores)<sup>40</sup>. Por outro lado, quando o músculo é mantido em posição alongada, é observado um acréscimo no número de sarcômeros em série, aumento no comprimento muscular e um deslocamento da curva comprimento-tensão para a direita (geração de tensão máxima em comprimentos maiores)<sup>40</sup>. Esses estudos mostram a adaptabilidade das características musculares mecânicas do tecido muscular às demandas impostas. Tendo em vista as alterações presentes em pacientes com LNMS, é possível que esses pacientes apresentem também deslocamentos das curvas comprimento-tensão ativas.

Ada e colaboradores<sup>46</sup> demonstraram que pacientes hemiplégicos adultos apresentam curvas torque-ângulo dos músculos do cotovelo alteradas em relação aos indivíduos normais. Esses pacientes apresentaram maior fraqueza quando os flexores e extensores estavam em amplitudes em que se encontravam mais encurtados. Em contraste com os achados de Ada e colaboradores<sup>46</sup>, Brouwer e colaboradores<sup>17</sup> verificaram que o pico de torque gerado pelo tríceps sural de crianças com PC se encontra em amplitudes de flexão plantar significativamente maiores do que em crianças normais, ou seja, em posições em que o tríceps sural se encontra mais encurtado. Em crianças com PC, a posição ótima para a geração de força do tríceps sural é com o tornozelo em flexão plantar, enquanto em crianças normais a posição ótima é em leve dorsiflexão. As alterações observadas na curva ângulo-torque ativa de crianças com PC podem ser atribuídas à perda de sarcômeros e diminuição do comprimento muscular<sup>18</sup>. Após a manutenção prolongada do tríceps sural em posição alongada pelo uso de gessamento seriado, há um aumento do comprimento do músculo, uma diminuição da resistência à movimentação passiva e um deslocamento da curva ângulo-torque para a direita (o pico de torque passa a ser gerado com o tríceps sural mais alongado)<sup>17</sup>. Apesar de haver evidências de alterações da curva torque-ângulo em pacientes com PC e hemiplégicos adultos, informações descritivas sobre essas alterações, bem como sobre o impacto de determinadas intervenções nas características do tecido muscular de indivíduos com LNMS, ainda são insuficientes na literatura.

## DISCUSSÃO

Por décadas a reabilitação de indivíduos com LNMS baseou-se no pressuposto de que a espasticidade era a principal causa da disfunção motora observada<sup>5</sup>. Esse pressuposto tem sido questionado na literatura<sup>9</sup>. Há evidências de que há alterações intrínsecas da musculatura desses indivíduos, como aumento de rigidez passiva, mudanças no comprimento e alteração da angulação ótima para geração de torque, e indícios de que essas alterações tenham impacto na função motora dessa clientela<sup>22</sup>. Alguns estudos evidenciam que essas alterações ocorrem mesmo na ausência de hiperreflexia<sup>6,22</sup>. Há indícios de que as alterações musculares possam exacerbar a hiperreflexia, e não o contrário<sup>6</sup>, o que poderia explicar a redução da hiperreflexia observada após a redução da rigidez muscular, provocada pelo uso de gesso seriado, por exemplo<sup>17</sup>.

A dificuldade de definir com clareza o termo espasticidade pode ter contribuído para a supervalorização desse sinal clínico. Clinicamente, o termo é usado para descrever vários fenômenos tais como hiperreflexia, aumento na resistência à movimentação passiva, espasmos musculares, disfunção do desempenho motor e estados de contração muscular contínua, como a distonia<sup>47</sup>. No entanto, de acordo com a

definição mais aceita na literatura<sup>23</sup>, a espasticidade é um componente da síndrome do neurônio motor superior, caracterizada por uma hiperexcitabilidade do reflexo tônico de estiramento, que causa uma ativação muscular dependente da velocidade, durante estiramentos passivos<sup>7</sup>. Frequentemente os termos espasticidade e hipertonia são usados como sinônimos; no entanto, a resistência à movimentação passiva que caracteriza a hipertonia não pode ser atribuída exclusivamente à hiperexcitabilidade reflexa, uma vez que há alterações da rigidez muscular passiva, como demonstra a revisão da literatura. Essa confusão conceitual reflete-se nas medidas clínicas usadas por profissionais que trabalham com essa clientela. A escala de Ashworth, frequentemente utilizada como medida da espasticidade<sup>33</sup>, quantifica esse sinal clínico por meio da resistência sentida pelo examinador à medida que o membro é movido passivamente ao longo da amplitude de movimento. No entanto, esse procedimento não permite a distinção entre os componentes reflexo e não-reflexo (referente às características do tecido muscular) que estariam contribuindo para o aumento de resistência. Portanto, de acordo com as definições de espasticidade e hipertonia encontradas na literatura, seria mais apropriado considerar a escala de Ashworth como uma medida de hipertonia.

A literatura demonstra a contribuição de fatores musculares intrínsecos para a hipertonia. Alterações na concentração de tecido conectivo, na proporção de tipo de fibras musculares e na tensão filamentar de repouso podem contribuir para o aumento de rigidez muscular observado nos pacientes com LNMS. A causa desse aumento de rigidez muscular passiva deve ser melhor investigada. Uma possível razão seria a inatividade, levando a mudanças morfológicas nos músculos, como por exemplo, atrofia e aumento da concentração de colágeno, causando o aumento de rigidez<sup>34</sup>. Outra proposta, defendida por alguns autores<sup>48</sup>, é a de que as alterações mecânicas do tecido muscular sejam decorrentes de adaptações funcionais aos défices de força apresentados por esses indivíduos. Em crianças com paralisia cerebral e em indivíduos hemiplégicos após AVC, a contribuição do componente passivo da unidade músculo-tendínea para o torque flexor plantar total pode atingir valores 3 a 4 vezes maiores do que em indivíduos normais<sup>16,49</sup>. Essa resistência passiva aumentada pode auxiliar na geração de tensão excêntrica dos flexores plantares durante a rotação do corpo sobre o pé na fase de apoio da marcha, aumentando o momento flexor plantar durante a impulsão, pelo retorno de energia elástica armazenada no tecido<sup>50</sup>. Dietz e Berger<sup>20</sup> sugeriram que o aumento de rigidez do tríceps sural seria uma estratégia compensatória para fornecer maior estabilidade durante a marcha, o que, no entanto, limita a velocidade de movimento. Por outro lado, alguns autores<sup>21,34</sup> consideram que o aumento de rigidez tecidual pode ser diretamente decorrente da LNMS. Os estímulos neurais, modificados pela lesão, alterariam a proporção do tipo de fibras musculares<sup>21</sup> e a concentração de colágeno no músculo<sup>34</sup>, alterando sua rigidez.

Os experimentos com animais demonstram que os músculos são altamente adaptáveis, alterando suas características de acordo com os padrões de uso<sup>26</sup>. Algumas intervenções terapêuticas, como o uso de órteses, por exemplo, podem ter impacto nas características musculares passivas<sup>51</sup>, promovendo diminuição da resistência ao alongamento e modificação da postura do membro<sup>52</sup>. As melhoras observadas após o uso de órteses têm sido tradicionalmente atribuídas a mecanismos

neurofisiológicos de diminuição da hiperreflexia; no entanto, a contribuição da remodelação muscular para esses resultados deve ser investigada.

Em decorrência da remodelação muscular, grupos musculares mantidos em posição alongada ou encurtada podem ganhar ou perder uma quantidade significativa de sarcômeros em série e alterar seu comprimento e rigidez<sup>40</sup>. Quando uma musculatura de determinada articulação desenvolve encurtamento, a musculatura antagonista é mantida em posição alongada e, conseqüentemente, desenvolve maior comprimento de repouso. Como os músculos geram tensão máxima em amplitudes próximas àquelas em que são mantidos<sup>40</sup>, haverá um deslocamento da curva comprimento-tensão não só dos músculos encurtados, mas também de seus antagonistas alongados. Portanto, poderá haver, em pacientes com LNMS, alterações do equilíbrio de geração de torque das musculaturas que atravessam determinadas articulações. Essas alterações na estrutura do músculo podem causar uma diminuição da capacidade muscular de geração de tensão em determinadas amplitudes, limitando o desempenho motor. Tem sido demonstrado que a fraqueza muscular contribui para as disfunções motoras dessa clientela<sup>12,13</sup>; portanto, é necessário documentar essas possíveis alterações da capacidade de geração de torque ao longo da amplitude de movimento, uma vez que essas alterações devem ser consideradas na elaboração de programas de fortalecimento muscular.

Características musculares são consideradas componentes que contribuem para a função motora de indivíduos com LNMS<sup>4,5</sup>. Entretanto, a literatura ainda oferece informações limitadas sobre a forma como essas características se associam com o desempenho motor desses indivíduos. Pode-se argumentar que os padrões de impulsos nervosos, alterados em decorrência da lesão, induziriam diretamente uma alteração nas unidades motoras e propriedades musculares que, por sua vez, influenciariam as posturas e padrões de movimento. Por outro lado, é possível que os padrões de movimento e postura atípicos dos pacientes com LNMS sejam assumidos como adaptações aos défices diretamente causados pela lesão nervosa, como por exemplo a fraqueza, e que esses padrões adaptativos tenham por sua vez um impacto nas demandas impostas aos músculos, causando sua remodelação. Na verdade, é provável que a relação entre as propriedades musculares e os padrões de postura e movimento de indivíduos com LNMS não se caracterize como uma relação linear e unidirecional, mas sim como uma relação complexa e interdependente, onde diversos fatores se influenciam mutuamente. Dessa forma, os padrões de posturas e movimentos seriam influenciados pelas propriedades intrínsecas do organismo e, ao mesmo tempo, modificariam essas propriedades<sup>48,50</sup>, estabelecendo um ciclo. Portanto, a intervenção terapêutica com o objetivo de induzir modificações nas propriedades intrínsecas da musculatura de indivíduos com LNMS seria uma forma de influenciar os padrões de movimento desses pacientes. Uma melhor compreensão da interação entre as propriedades musculares e a função motora de indivíduos com LNMS faz-se necessária, diante do desafio de desenvolver estratégias de intervenção em fisioterapia que sejam adequadas e eficientes para a promoção do desempenho funcional desses pacientes.

## CONCLUSÃO

Indivíduos com LNMS apresentam modificações estruturais da musculatura que podem levar a um aumento de rigidez passiva, alteração do comprimento muscular e deslocamento da curva comprimento-tensão. Essas alterações implicam maior resistência à movimentação e diminuição da força muscular em amplitudes específicas, que podem estar associadas aos padrões de movimento apresentados por esses indivíduos. Dessa forma, a intervenção com o objetivo de modificar as características musculares pode ter impacto na movimentação e postura desses indivíduos. A interação entre as propriedades musculares e os padrões de movimento precisa ser melhor investigada, para que possam ser elaboradas estratégias de intervenção mais eficazes para a promoção de ganhos funcionais na população com défices neurológicos.

## REFERÊNCIAS

- 1 Friden J, Lieber RL. Spastic muscle cells are shorter and stiffer than normal cells. *Muscle Nerve*. 2003Feb;27(2):157-64
- 2 Beckung E, Hagberg G. Neuroimpairments, activity limitations, and participation restrictions in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2002 May;44(5):309-16.
- 3 Mayo NE, Wood-Dauphinee S, Cote R, Durcan L, Carlton J. Activity, participation, and quality of life 6 months poststroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002Aug;83(8):1035-42.
- 4 Giuliani CA. Dorsal rhizotomy for children with cerebral palsy: support for concepts of motor control. *Phys Ther*. 1991Mar;71(3):248-59.
- 5 Damiano DL, Quinlivan J, Owen BF, Shaffrey M, Abel MF. Spasticity versus strength in cerebral palsy: relationships among involuntary resistance, voluntary torque, and motor function. *Eur J Neurol*. 2001Nov;8Suppl5:40-9.
- 6 O'Dwyer NJ, Ada L, Neilson PD. Spasticity and muscle contracture following stroke. *Brain*. 1996;Oct;119(Pt5):1737-49.
- 7 Lance JW. Pathophysiology of spasticity and clinical experience with Baclofen. In: Feldman RG, Young RR, Koella WP (eds.) *Spasticity: disordered motor control*. Chicago: Year Book; 1980. p.185-203.
- 8 Sommerfeld DK, Eek EU, Svensson AK, Holmqvist LW, von Arbin MH. Spasticity after stroke: its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. *Stroke*. 2004Jan;35(1):134-9.
- 9 Landau WM. Spasticity after stroke: why bother? *Stroke*. 2004Aug;35(8):1787-8.
- 10 Neilson PD, McCaughey J. Self-regulation of spasm and spasticity in cerebral palsy. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1982Apr;45(4):320-30.
- 11 Maenpaa H, Salokorpi T, Jaakkola R, Blomstedt G, Sainio K, Merikanto J, et al. Follow-up of children with cerebral palsy after selective posterior rhizotomy with intensive physiotherapy or physiotherapy alone. *Neuropediatrics*. 2003Apr;34(2):67-71.
- 12 Bohannon RW, Andrews AW. Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990Apr;71(5):330-3.
- 13 Damiano DL, Abel MF. Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998Feb;79(2):119-25.
- 14 Morris SL, Dodd KJ, Morris ME. Outcomes of progressive resistance strength training following stroke: a systematic review. *Clin Rehabil*. 2004 Feb;18(1):27-39.
- 15 Dodd KJ, Taylor NF, Damiano DL. A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002 Aug;83(8):1157-64.
- 16 Lamontagne A, Malouin F, Richards CL. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000 Mar;81(3):351-8.



- 17 Brouwer B, Wheeldon RK, Stradiotto-Parker N, Allum J. Reflex excitability and isometric force production in cerebral palsy: the effect of serial casting. *Dev Med Child Neurol.* 1998 Mar;40(3):168-75.
- 18 Tardieu G, Tardieu C. Cerebral palsy. Mechanical evaluation and conservative correction of limb joint contractures. *Clin Orthop.* 1987 Jun;(219):63-9.
- 19 Tardieu C, Huet dIT, Bret MD, Tardieu G. Muscle hypoextensibility in children with cerebral palsy: I. Clinical and experimental observations. *Arch Phys Med Rehabil.* 1982 Mar;63(3):97-102.
- 20 Dietz V, Berger W. Normal and impaired regulation of muscle stiffness in gait: a new hypothesis about muscle hypertonia. *Exp Neurol.* 1983 Mar;79(3):680-7.
- 21 Hufschmidt A, Mauritz KH. Chronic transformation of muscle in spasticity: a peripheral contribution to increased tone. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1985 Jul;48(7):676-85.
- 22 Dietz V, Quintern J, Berger W. Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. Evidence that altered mechanical properties of muscle contribute to hypertonia. *Brain.* 1981 Sep;104(3):431-49.
- 23 Katz RT, Rymer WZ. Spastic hypertonia: mechanisms and measurement. *Arch Phys Med Rehabil.* 1989 Feb;70(2):144-55.
- 24 Singer B, Dunne J, Allison G. Reflex and non-reflex elements of hypertonia in triceps surae muscles following acquired brain injury: implications for rehabilitation. *Disabil Rehabil.* 2001 Nov 20;23(17):749-57.
- 25 Young RR, Wiegner AW. Spasticity. *Clin Orthop.* 1987 Jun;(219):50-62.
- 26 Herbert R. The passive mechanical properties of muscle and their adaptations to altered patterns of use. *Aust J Physiother.* 1988;34(3):141-9.
- 27 Gajdosik RL, Vander Linden DW, Williams AK. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys Ther.* 1999 Sep;79(9):827-38.
- 28 Chung SG, Van Rey E, Bai Z, Roth EJ, Zhang LQ. Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004 Oct;85(10):1638-46.
- 29 Sinkjaer T, Magnussen I. Passive, intrinsic and reflex-mediated stiffness in the ankle extensors of hemiparetic patients. *Brain.* 1994 Apr;117 ( Pt 2):355-63.
- 30 Lamontagne A, Malouin F, Richards CL, Dumas F. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait Posture.* 2002 Jun;15(3):244-55.
- 31 Noonan TJ, Best TM, Seaber AV, Garrett WE, Jr. Thermal effects on skeletal muscle tensile behavior. *Am J Sports Med.* 1993 Jul;21(4):517-22.
- 32 Becher JG, Harlaar J, Lankhorst GJ, Vogelaar TW. Measurement of impaired muscle function of the gastrocnemius, soleus, and tibialis anterior muscles in spastic hemiplegia: a preliminary study. *J Rehabil Res Dev.* 1998 Jul;35(3):314-26.
- 33 Damiano DL, Quinlivan JM, Owen BF, Payne P, Nelson KC, Abel MF. What does the Ashworth scale really measure and are instrumented measures more valid and precise? *Dev Med Child Neurol.* 2002 Feb;44(2):112-8.
- 34 Booth CM, Cortina-Borja MJ, Theologis TN. Collagen accumulation in muscles of children with cerebral palsy and correlation with severity of spasticity. *Dev Med Child Neurol.* 2001 May;43(5):314-20.
- 35 Mutungi G, Ranatunga KW. The viscous, viscoelastic and elastic characteristics of resting fast and slow mammalian (rat) muscle fibres. *J Physiol.* 1996 Nov 1;496 ( Pt 3):827-36.
- 36 Edstrom L. Selective changes in the sizes of red and white muscle fibres in upper motor lesions and Parkinsonism. *J Neurol Sci* 1970 Dec;11(6):537-50.
- 37 Hill DK. Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. The effect of stimulation. *J Physiol.* 1968 Dec;199(3):637-84.

- 38 Vattanasilp W, Ada L, Crosbie J. Contribution of thixotropy, spasticity, and contracture to ankle stiffness after stroke. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2000 Jul;69(1):34-9.
- 39 Carey JR, Burghardt TP. Movement dysfunction following central nervous system lesions: a problem of neurologic or muscular impairment? *Phys Ther*. 1993 Aug;73(8):538-47.
- 40 Williams PE, Goldspink G. Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle. *J Anat*. 1978 Dec;127(3):459-68.
- 41 Williams PE, Goldspink G. The effect of denervation and dystrophy on the adaptation of sarcomere number to the functional length of the muscle in young and adult mice. *J Anat*. 1976 Nov;122(2):455-65.
- 42 O'Dwyer N, Neilson P, Nash J. Reduction of spasticity in cerebral palsy using feedback of the tonic stretch reflex: a controlled study. *Dev Med Child Neurol*. 1994Sep;36(9):770-86.
- 43 Tardieu C, Tabary JC, Tabary C, Huet de la Tour E. Comparison of the sarcomere number adaptation in young and adult animals. Influence of tendon adaptation. *J Physiol (Paris)* 1977;73(8):1045-55.
- 44 Tabary JC, Tardieu C, Tardieu G, Tabary C, Gagnard L. Functional adaptation of sarcomere number of normal cat muscle. *J Physiol (Paris)* 1976 Jun;72(3):277-91.
- 45 SMITH LK, WEISS EL, LEHMKUHL LD. *Cinesiologia clínica de Brunnstrom*. 5a.ed. Rio de Janeiro: Manole; 1997.
- 46 Ada L, Canning CG, Low SL. Stroke patients have selective muscle weakness in shortened range. *Brain*. 2003 Mar;126(3):724-31.
- 47 Landau WM. Editorial: Spasticity: the fable of a neurological demon and the emperor's new therapy. *Arch Neurol*. 1974 Oct;31(4):217-9.
- 48 Holt KG, Obusek JP, Fonseca ST. Constraints on disordered locomotion A dynamical systems perspective on spastic cerebral palsy. *Hum Mov Sci*. 1996;15:177-202.
- 49 Siegler S, Moskowitz GD, Freedman W. Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation. *J Biomech*. 1984;17(9):647-52.
- 50 Fonseca ST, Holt KG, Fettes L, Saltzman E. Dynamic resources used in ambulation by children with spastic hemiplegic cerebral palsy: relationship to kinematics, energetics, and asymmetries. *Phys Ther*. 2004 Apr;84(4):344-54.
- 51 McPherson JJ, Kreimeyer D, Aalderks M, Gallagher T. A comparison of dorsal and volar resting hand splints in the reduction of hypertonus. *Am J Occup Ther*. 1982 Oct;36(10):664-70.
- 52 Schecker LR, Chesher SP, Ramirez S. Neuromuscular electrical stimulation and dynamic bracing as a treatment for upper-extremity spasticity in children with cerebral palsy. *J Hand Surg [Br ]* 1999 Apr;24(2):226-32.

## **INSTRUÇÕES AOS AUTORES**

**e FICHA DE ASSINATURA**

