

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

Irlei dos Santos

EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA MUSCULAR NAS ESTRATÉGIAS  
DE CONTROLE MOTOR UTILIZADAS POR INDIVÍDUOS COM SÍNDROME  
DE DOWN

São Paulo - SP  
2008

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

UNIVERSIDADE NOVE DE JULHO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

Irlei dos Santos

EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA NAS ESTRATÉGIAS DE  
CONTROLE MOTOR UTILIZADAS POR INDIVÍDUOS COM SÍNDROME DE  
DOWN

Dissertação de Mestrado  
apresentada junto à  
Universidade Nove de  
Julho, para obtenção do  
título de Mestre em  
Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Profa. Dra. Nádia Fernanda Marconi

São Paulo - SP

2008

Santos, Irlei dos

Efeito do treinamento de força muscular nas estratégias de controle motor utilizadas por indivíduos com Síndrome de Down. / Irlei dos Santos. São Paulo : 2008.

67 f.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Nove de Julho, 2008.

Orientador: Prof. Dra. Nádia Fernanda Marconi

1. Treinamento de força. 2. Síndrome de Down 3. Torque muscular.  
4. Torque de interação. 5. Cinemática. I. Marconi, Nádia Fernanda

CDU 615.8

## **Agradecimentos**

À Profa. Dra. Nádia Fernanda Marconi pelos ensinamentos e amizade.

Ao Prof. Dr. Gil Lúcio Almeida por agregar seus conhecimentos ao nosso trabalho.

Aos meus pais Jair e Eduarda e meu irmão Lelis por empenharem continuamente na realização desse trabalho.

Aos meus sobrinhos Alice e Miguel pela alegria nos momentos de descanso em Lagoa da Prata.

Ao Prof. Dr. Zan Mustacchi pela sua ajuda no recrutamento dos voluntários.

Ao Ronny pela assessoria em informática.

A todos os voluntários e seus familiares que participaram desta pesquisa.

Aos amigos de laboratório Fabiano e Cíntia pela contribuição na realização da pesquisa.

A todos os amigos de Lagoa da Prata pelo apoio, carinho e companhia nesses dois anos.

Aos amigos de graduação, em especial, Mariana Cury, Rodrigo Rodrigues, Alysson Loffi, Ricardo, Isabela, Meire e Alex pelo incentivo a minha carreira profissional.

As amigas Sabrina e Priscila, com certeza vocês foram de grande valor na minha estadia em São Paulo, obrigado pelo Sambarock e as diversões que vivemos juntos.

## Resumo

**Introdução:** Quando solicitados a realizar movimentos do braço com reversão, indivíduos com síndrome de Down são lentos e desarmônicos. Uma explicação para esse comportamento é a dificuldade encontrada por essa população para coordenar os torques musculares gerados nas articulações do ombro e cotovelo. **Objetivo:** Testar a hipótese que o aumento de força muscular, obtido através de um protocolo de treinamento validado para esse grupo, seria refletido numa melhora no desempenho (como por exemplo, aumento da velocidade) de movimentos do braço com reversão. Essa melhora seria explicada por mudanças nas estratégias de geração e coordenação dos torques do ombro e cotovelo. **Materiais e Métodos:** Antes e após o período de treinamento, indivíduos com síndrome de Down participaram de um teste de movimentos do braço com reversão. Os movimentos foram reconstruídos utilizando Optotrak (3020) e os torques musculares e de interação da articulação do ombro e cotovelo foram calculados utilizando a Dinâmica Inversa. **Resultados:** O protocolo de treinamento utilizado nesse estudo se mostrou eficiente para aumentar a força muscular de indivíduos com síndrome de Down e a velocidade dos movimentos. O ganho de velocidade durante o movimento de ida foi obtido através de um aumento do torque muscular do ombro e do torque de interação do cotovelo. O aumento de velocidade na volta pode ser explicado por uma melhora no acoplamento linear entre esses torques. **Conclusão:** Esse estudo reforça a hipótese que indivíduos com síndrome de Down podem se beneficiar de protocolos de treinamento de força para melhorar seu desempenho motor.

**Palavras chaves:** treinamento de força, síndrome de Down, torque muscular, torque de interação, cinemática.

## **Abstract**

**Introduction:** During the performance of upper arm movements with reversal, individuals with Down syndrome are slow and clumsy. One explanation for this behavior is the difficulty of these individuals to coordinating muscle torques generated on shoulder and elbow joints. **Purpose:** To test the hypothesis that the increase on muscle force, obtained by a weight training protocol validated to this population, would be reflected on improvements in terms of motor performance (i.e. speed) during the performance of upper arm movements with reversal. This improvement would be explained by changes on the strategies to generated and coordinated torques on the shoulder and elbow joints. **Methods:** Before and after the period of training, individuals with Down syndrome also participated of upper-arm movements with reversal test. The movements of shoulder and elbow joints were reconstructed using Optotrak (3020) system and the muscle and interaction torque for both joints were calculated using Dynamical Inverse. **Results:** The training protocol used here was efficient to increase muscle force in individuals with Down syndrome and movement speed. The increase of speed during the movement to the target was obtained by increasing the shoulder muscle torque and the elbow interaction torque. The increase of speed during the movement to the initial position was obtained by improvements on the coupling between these torques, despite of only one strategy has not been observed. **Conclusion:** This study reinforces the hypothesis that Down syndrome individuals can benefit of weight training protocol to improve motor performance.

**Key words:** weight training protocol, Dow syndrome, muscle torque, interaction torque, kinematics.

## Sumário

<b>1. Contextualização</b> .....	7
1.1 A Dinâmica Inversa. ....	7
1.2. Estratégias cinéticas utilizadas por indivíduos neurologicamente normais (NN) e indivíduos com síndrome de Down (SD) para executar movimentos do braço com reversão. ....	15
<b>2. Estudo</b> - Efeito do treinamento de força muscular nas estratégias de controle motor utilizadas por indivíduos com síndrome de Down .....	20
<b>3. Considerações Finais</b> .....	57
<b>4. Referências Bibliográficas</b> .....	59
<b>5. Apêndice</b> .....	66



## Lista de Ilustrações

Contextualização

Figura 1 – Definição dos segmentos corporais e sua orientação espacial.....9

Equação 1 – Equação para cálculo do torque muscular do cotovelo.....9

Equação 2 – Equação para cálculo do torque muscular do ombro.....10

Equação 3 – Equação para cálculo do torque de interação do cotovelo.....13

# 1. Contextualização

## 1.1 A Dinâmica Inversa

Muitos esforços têm sido realizados para estimar as forças que atuam em um corpo em movimento e como essas forças são controladas pelo sistema nervoso central (SNC) para gerar movimentos rápidos e precisos<sup>1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18</sup>. O entendimento dessas forças e como elas são controladas são de fundamental importância para aqueles que trabalham com o movimento humano.

Parte dessas forças é produzida pela contração de músculos que cruzam as articulações envolvidas com a tarefa motora. Essa força proveniente da contração muscular e que é transmitida para a articulação gerando movimento é denominada torque muscular<sup>1,2,3,4,5,6,13,14,15,16,17,18</sup>. O torque muscular é calculado multiplicando a força muscular ( $F$ ) pela menor distância ( $d$ ) entre a linha de ação dessa força e o centro da articulação onde ocorre o movimento<sup>19,20</sup>. Em experimentos envolvendo animais, podemos mensurar facilmente a força gerada pelo músculo inserindo uma célula de carga no tendão do mesmo<sup>21,22</sup>. Por ser um método invasivo, esse procedimento torna-se inviável para ser realizado em humanos.

Como determinar os torques musculares que geram os movimentos? Um modelo amplamente utilizado na literatura internacional é a Dinâmica Inversa<sup>2,13,14,15,16,18</sup>. O emprego dessa terminologia refere-se ao fato de que os torques são calculados a partir do conhecimento da cinemática (aceleração angular das articulações e aceleração linear a que os segmentos corporais são submetidos) e do momento de inércia dos segmentos<sup>19,20</sup>. Trata-se de um modelo matemático que tem como premissa básica a equação de movimento estabelecida por Isaac Newton de que  $F = m \cdot a$  (onde  $F$  é força,  $m$  é massa e  $a$  é aceleração)<sup>19,20</sup>.

A dinâmica inversa utiliza parâmetros antropométricos do sujeito (como por exemplo, massa corporal e comprimento dos segmentos) e o centro de massa (CM) para estimar parâmetros inerciais dos segmentos corporais<sup>15</sup>. Essa estimativa é feita baseada em vários estudos com cadáveres<sup>19,23</sup>.

Os parâmetros antropométricos como massa corporal e comprimento dos segmentos são facilmente obtidos através de uma balança e fita métrica e devem estar descritos, respectivamente, em quilograma (Kg) e metros (m). O CM é o ponto de um objeto no qual a somatória de todas as forças e momentos é igual a zero. É por essa razão que um objeto suspenso a partir do seu CM não irá transladar e, muito menos, girar. Baseado em estudos com cadáveres e conhecendo os parâmetros antropométricos do indivíduo, várias tabelas geram a estimativa da localização do CM de um determinado segmento corporal<sup>19,23</sup>. O momento de inércia ( $I$ ) é determinado pela equação  $I = m \cdot r^2$  (onde  $m$  é igual à massa do segmento, e  $r$  é a distância entre o CM do segmento e seu eixo de rotação). A unidade de medida do momento de inércia é  $\text{kg} \cdot \text{m}^2$ .

Atualmente existem sistemas sofisticados que auxiliam na tarefa de reconstrução de movimentos<sup>1,2,3,4,5,6,13,14,15,16,24,25</sup>. A definição dos segmentos corporais, bem como sua orientação no espaço, é feita inicialmente através da colocação de marcas no centro das articulações<sup>2,13,14,15,16</sup>. De um modo geral, esses sistemas registram a posição e o deslocamento de cada uma das marcas no espaço tridimensional, ou seja, nas coordenadas  $x$ ,  $y$  e  $z$ , durante todo o tempo de execução dos movimentos. Quando dois segmentos de reta são definidos (como por exemplo, braço e antebraço) é possível calcular o ângulo entre esses dois segmentos, nesse caso, em particular, o ângulo do cotovelo. Isso é feito pela aplicação de equações geométricas para o triângulo genérico, baseadas no comprimento dos segmentos. A variação do deslocamento angular dividida pelo tempo calcula o valor da velocidade angular da articulação. Da mesma forma, a variação da velocidade dividida pelo tempo calcula a aceleração angular. Além disso, o registro das coordenadas  $x$  e  $y$  permite determinar as coordenadas do centro de massa de cada segmento, as quais são baseadas na distância conhecida entre uma das marcas fixas ao segmento e o CM desse segmento.

Para fins didáticos, um exemplo prático para aplicação dos conceitos anteriormente descritos será utilizado. Imagine que o seu objetivo seja calcular os torques musculares gerados no ombro e no cotovelo durante a execução de um movimento da extremidade superior. As informações iniciais que precisam ser coletadas e a posição inicial do sujeito são ilustradas na figura 1.

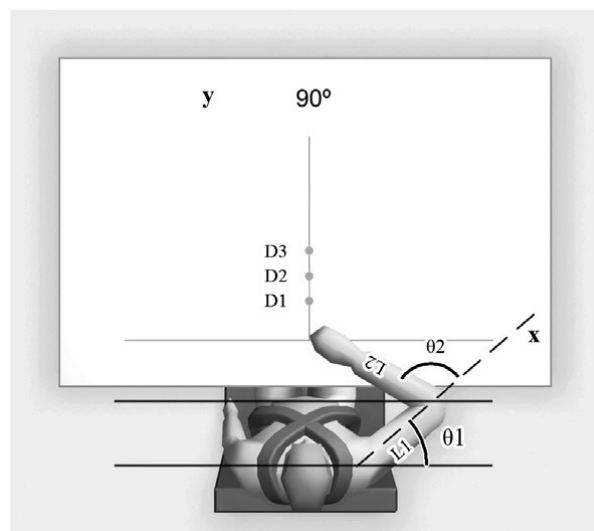


Figura 1: Definição dos segmentos corporais e sua orientação espacial para execução de movimentos do braço com reversão. (Marconi, 2005, p. 81, com permissão<sup>26</sup>).

Para reconstrução desse tipo de movimento, marcas foram colocadas no centro das articulações do ombro (direito e esquerdo), cotovelo (direito) punho (direito) e na ponta do dedo indicador (direito). A colocação dessas marcas definiu um segmento proximal (braço) e um segmento distal (antebraço e mão). Na figura, o comprimento desses segmentos corresponde, respectivamente, a L1 e L2. Os segmentos de reta formados plano frontal do sujeito e o braço definiram o ângulo do ombro ( $\theta_1$ ) e os segmentos de reta formados pelo braço e antebraço definiram ângulo do cotovelo ( $\theta_2$ ).

Uma vez coletadas as informações antropométricas do sujeito, os parâmetros inerciais e calculado a cinemática angular da articulação e linear dos segmentos é possível calcular o torque muscular, usando a equação da dinâmica inversa. O torque muscular do cotovelo ( $T_2$ ) é estimado por meio da equação abaixo e o resultado é dado em Nm.s (Newton metro por segundo).

$$T_2 = m_2 \cdot c_2 (\ddot{y}_2 \cdot \cos.\theta_2 - \dot{x}_2 \cdot \sin.\theta_2) + I_2 \cdot \ddot{\theta}_2$$

Equação 1: Equação da dinâmica inversa para estimar o torque muscular na articulação do cotovelo (Almeida, Corcos e Hasan 2000, p.1952, com permissão<sup>15</sup>).

Onde:

$m_2$ = massa do antebraço;

$c_2$ = distância do ponto proximal do antebraço até seu CM;

$\ddot{y}_2$ = aceleração da coordenada y do centro de massa do antebraço;

cos= co-seno;

$\theta_2$ = ângulo do cotovelo;

$\ddot{x}_2$ = aceleração da coordenada x do centro de massa do antebraço;

sin= seno

$I_2$ = momento de inércia sobre o CM do antebraço;

$\ddot{\theta}_2$ = aceleração do cotovelo.

O torque muscular do ombro ( $T_1$ ) é estimado por meio da equação abaixo e também é dado em Nm.s.

$$T_1 = T_2 + m_1 \cdot c_1 (\ddot{y}_1 \cdot \cos. \theta_1 - \ddot{x}_1 \cdot \sin. \theta_1) + m_2 \cdot L_1 (\ddot{y}_2 \cdot \cos. \theta_1 - \ddot{x}_2 \cdot \sin. \theta_1) + I_1 \cdot \ddot{\theta}_1$$

Equação 2: Equação da dinâmica inversa para estimar o torque muscular na articulação do ombro (Almeida, Corcos e Hasan 2000, p.1952, com permissão<sup>15</sup>).

Onde:

$T_2$ = torque do cotovelo;

$m_1$ = massa do braço;

$c_1$ = distância do ponto proximal do braço até seu CM;

$\ddot{y}_1$ = aceleração da coordenada y do centro de massa do braço;

cos= co-seno;

$\theta_1$ = ângulo do ombro;

$\ddot{x}_1$ = aceleração da coordenada x do centro de massa do braço;

sin= seno;

$m_2$ = massa do antebraço;

$L_1$ = comprimento do braço;

$\ddot{y}_2$ = aceleração da coordenada y do centro de massa do antebraço;

$\ddot{x}_2$  = aceleração da coordenada x do centro de massa do antebraço;

$I_1$  = momento de inércia sobre o CM do braço;

$\ddot{\theta}_1$  = aceleração do ombro.

Por se tratar de um movimento realizado no plano horizontal, ou seja, paralelo ao solo, a aceleração gravitacional ( $g=9.82 \text{ m/s}^2$ ) não é considerada nessas equações. Para esses movimentos, a ação da gravidade é constante em toda extensão do movimento<sup>15,19,20</sup>.

Como mencionado anteriormente, profissionais que trabalham com movimento humano precisam ter conhecimento das forças impostas a um corpo em movimento e das variáveis que influenciam diretamente a geração dessas forças. Mas, como transpor esses conceitos físicos para o entendimento do que é torque muscular e sua aplicabilidade para o movimento humano?

Para responder essa pergunta, o primeiro conceito que precisa ser descrito é o de impulso, ou seja, quantidade de torque gerada num intervalo de tempo. Inicialmente, as equações da dinâmica inversa foram usadas para calcular os torques musculares do ombro e do cotovelo durante a execução de movimentos de apontar com o braço no plano sagital<sup>1,5,6,27</sup>.

Para a tarefa em questão (movimento planar de apontar), o torque muscular do ombro e do cotovelo apresenta um perfil bifásico, sendo possível distinguir dois impulsos distintos (um positivo e outro negativo) em formato sinusoidal. O primeiro impulso é caracterizado pela quantidade de torque muscular gerado do início do movimento até o término da fase de aceleração e, portanto, tem a função de acelerar o membro em direção ao alvo. Ao término da fase de aceleração, o torque muscular reverte a sua direção e uma força em direção oposta é gerada, sendo possível identificar o segundo impulso, cuja função é desacelerar o membro no alvo<sup>1,5,6,27</sup>. Para gerar movimentos harmoniosos e rápidos de apontar, o SNC precisa prever com precisão as forças musculares a serem geradas (via contração dos músculos), calcular a magnitude desses torques e a duração das fases de aceleração e desaceleração do movimento, bem como, coordenar esses torques. Caso contrário haveria um erro de execução ou uma redução na eficiência dessas forças para executar a tarefa.

A definição de impulsos em termos de valores positivos ou negativos é feita através de convenção. De um modo geral, assumimos que os torques que conduzem os movimentos em sentido anti-horário têm valores positivos e quando esses mudam de direção (sentido horário), têm valores negativos.

A aplicação da dinâmica inversa não está restrita a movimentos unidirecionais ou movimentos da extremidade superior. Atualmente, esse modelo tem sido aplicado a uma grande variedade de tarefas motoras<sup>8,9,16,24,28</sup>. No entanto, como o foco desse trabalho são os movimentos do braço com reversão, realizados no plano horizontal, a aplicação do modelo nesse tipo de tarefa será priorizada.

Tais movimentos envolvem as articulações do ombro e do cotovelo e são realizados a partir de uma posição inicial até um alvo com retorno imediato à posição inicial. Para esse tipo de tarefa, realizada em duas direções (ida e volta), o perfil do torque muscular de ambas as articulações tem características distintas das observadas em movimentos de apontar<sup>1,5,6,27,29</sup>.

O primeiro impulso tem a função de acelerar o membro da posição inicial até o alvo. Ao término dessa primeira fase de aceleração, o torque muscular reverte sua direção pela primeira vez, gerando um segundo impulso. Porém, em movimentos com reversão, o segundo impulso tem funções mais complexas, ou seja, inicialmente ele desacelera o membro no alvo, para então reverter à direção do movimento e acelerar o membro de volta à posição inicial. Finalmente, para frear o membro de volta à posição inicial, o torque muscular reverte sua direção pela segunda vez e um terceiro impulso é identificado, cuja função é desacelerar o membro no alvo<sup>2,13,14,15,18,26,29</sup>.

Além dos torques de origem muscular e gravitacional, as articulações também sofrem a ação dos torques de interação<sup>7,11,13,18,30</sup>. Ao contrário dos torques musculares, os torques de interação são de natureza passiva<sup>15,26</sup>. Durante a execução de tarefas que envolvem mais do que um segmento corporal, o movimento numa articulação gera, por conseguinte, movimento na articulação adjacente. Em outras palavras, o movimento em uma articulação gera um torque de interação nas articulações interligadas em forma de cadeia. Portanto, o torque de interação é dependente da aceleração da articulação focal<sup>15,26</sup>.

Há muito tempo, Bernstein<sup>31</sup> já afirmava que o sistema de controle motor deveria incorporar os torques de interação na solução mecânica da tarefa. Contrariando o pensamento de Bernstein, alguns autores interpretam as forças reativas como distúrbios e, por essa razão, a hipótese de que o sistema de controle motor criaria mecanismos para minimizar esses torques foi formulada<sup>13,26</sup>.

A primeira demonstração de que o torque de interação poderia ser incorporado na solução mecânica da tarefa foi feita mais tarde<sup>18</sup>. Porém, apenas recentemente um estudo com aprendizagem demonstrou que Bernstein estava correto e que o SNC, de fato, tira proveito dos torques de interação para mover as articulações nas direções desejadas<sup>13,26</sup>. Porém, os mecanismos de processamento dessas informações pelo SNC ainda não são conhecidos.

Os torques de interação também são chamados de forças reativas e, assim como os torques musculares, são caracterizados por um perfil trifásico para movimentos em duas direções (ida e volta)<sup>7,13,18</sup>. Esses torques também podem ser calculados através da dinâmica inversa, sendo necessário excluir o torque muscular da equação. A equação abaixo é utilizada para calcular o torque de interação do cotovelo durante a execução de movimentos da extremidade superior no plano horizontal e o resultado é dado em Nm.s.

$$- \{T_2 - (I_2 + m_2 \cdot c_2^2) \cdot (\ddot{\theta}_2 - \ddot{\theta}_1)\}$$

Equação 3: Equação da dinâmica inversa para estimar o torque de interação na articulação do cotovelo (Almeida, Corcos e Hasan 2000, p.1952, com permissão<sup>15</sup>).

Onde:

T<sub>2</sub>= torque do cotovelo;

I<sub>2</sub>= momento de inércia sobre o CM do antebraço;

m<sub>2</sub>= massa do antebraço;

c<sub>2</sub>= distância do ponto proximal do antebraço até seu CM;

$\ddot{\theta}_2$ = aceleração do cotovelo;

$\ddot{\theta}_1$ = aceleração do ombro.



Em suma, a dinâmica inversa, como uma ferramenta da cinética (ramo da Biomecânica que leva em consideração as forças que geram os movimentos)<sup>26</sup> tem dado uma contribuição importante para as áreas de Controle Motor, Fisioterapia e Reabilitação no sentido de descrever o padrão de geração e coordenação das forças que movem as articulações. Essa descrição tem sido feita para uma grande variedade de tarefas motoras e sua aplicabilidade tem sido estendida para pacientes portadores de alguma disfunção motora<sup>32,33,34</sup>. Em particular, nessa dissertação de mestrado, a dinâmica inversa foi utilizada para descrever os padrões de torque muscular e de interação do ombro e do cotovelo em indivíduos com síndrome de Down.

## 1.2 Estratégias cinéticas utilizadas por indivíduos neurologicamente normais (NN) e indivíduos com síndrome de Down (SD) para executar movimentos do braço com reversão.

Para executar movimentos com maestria é preciso haver uma coordenação entre os torques musculares, de interação e de origem gravitacional em articulações ligadas em cadeia (como por exemplo, ombro e cotovelo)<sup>26</sup>. Uma forma de mensurar esse grau de coordenação é através da correlação linear entre os torques musculares gerados em duas articulações, também conhecida como “Princípio da Co-variação linear”<sup>2,5,6,13,14,15,26,29,35</sup>.

Para que o “Princípio da co-variação linear”<sup>2,5,6,13,14,15,26,29,35</sup> seja satisfeito é preciso haver um acoplamento temporal e de magnitude entre esses torques. Como mencionado anteriormente, o perfil do torque muscular para movimentos com reversão tem um padrão trifásico, caracterizado por dois instantes em que os impulsos revertem sua direção no tempo<sup>2,13,14,15,18,26,29</sup>. O acoplamento temporal é caracterizado pela mudança simultânea de direção desses impulsos no tempo em ambas as articulações. Já o acoplamento em termos de magnitude é caracterizado pelo aumento e diminuição desses impulsos de forma proporcional nas duas articulações<sup>13,26</sup>. O resultado desse acoplamento temporal e de magnitude é uma alta sinergia linear entre os torques gerados em articulações ligadas em cadeia<sup>2,5,6,13,14,15,26,29,35</sup> a qual é medida pelo coeficiente de correlação linear ( $r$ ).

O “princípio da co-variação linear” foi testado pela primeira vez durante a execução de movimentos de apontar com o braço no plano sagital<sup>5,6</sup>. Mais tarde, ficou demonstrado que a correlação linear entre torques musculares está presente em bebês, na fase precoce de alcançar um objeto no espaço<sup>35</sup>. Por essa razão, esse princípio é considerado uma característica intrínseca do SNC<sup>26</sup>. Para alguns autores<sup>5,6,26</sup>, trata-se de uma estratégia para reduzir os inúmeros graus de liberdade (infinitas combinações possíveis de movimentos nas articulações envolvidas na execução de um ato motor, em diversos planos) que precisam ser controlados pelo SNC durante a execução de movimentos. No entanto, não se trata de um princípio generalizado<sup>14</sup>, uma vez que ele se apresenta comprometido em algumas condições neurológicas (como por exemplo, neuropatia periférica)<sup>32,33,34</sup>.

Indivíduos NN realizam movimentos do braço com reversão, em diferentes orientações espaciais, demonstrando uma alta correlação linear entre os torques musculares do ombro e cotovelo e os impulsos desses torques são bem definidos<sup>2,13,15,26,29</sup>. Quando solicitados a executar esse tipo de tarefa em diferentes distâncias angulares, esses indivíduos demonstram um aumento na magnitude dos impulsos para movimentos realizados em distâncias maiores<sup>13,15,26,29</sup>.

Por outro lado, indivíduos SD utilizam um padrão atípico de geração e coordenação desses torques<sup>15,26,29</sup>. Quando o perfil do torque muscular desses indivíduos é comparado com aquele demonstrado por indivíduos NN, é possível observar inúmeras flutuações, dificultando a identificação dos três impulsos. A análise dos torques sob a óptica do “princípio da co-variação linear” revela que os impulsos não revertem suas direções de forma sincronizada no tempo e a magnitude dos torques é menor, ou seja, esses indivíduos geram menos força. Além disso, indivíduos SD têm dificuldade para aumentar a magnitude dos impulsos com a distância movida, evidenciando uma habilidade menor para ajustar a quantidade de força à demanda da tarefa (mover mais longe)<sup>15,26,29</sup>.

A dificuldade demonstrada por indivíduos SD em termos da geração e coordenação das forças pode explicar a lentidão dos seus movimentos e o tempo maior que eles gastam para reverter o movimento no alvo<sup>15,26,29</sup>. Como? Para responder essa pergunta, a fase de aceleração do membro da posição inicial até o alvo será usada como exemplo. Imagine que nessa etapa, o ombro deverá mover rapidamente em adução horizontal. Para que o ombro seja acelerado vigorosamente nessa direção, faz-se necessária a geração de um primeiro impulso (em adução horizontal) bem definido e com uma magnitude compatível à demanda da tarefa (quanto mais veloz o movimento, maior a magnitude). Porém, como vimos anteriormente, o impulso do torque muscular de indivíduos SD contém inúmeras flutuações. O que isso significa? Significa que durante uma fase em que o membro está sendo acelerado em adução horizontal, o torque irá reverter sua direção várias vezes, produzindo também uma força na direção oposta, ou seja, em abdução horizontal. Esse raciocínio pode ser feito para as demais fases do movimento.

No exemplo acima, enquanto o ombro move em adução horizontal, o cotovelo move em extensão. Porém, o acoplamento temporal entre os torques gerados nas articulações do ombro e cotovelo está comprometido<sup>15,26,29</sup>. Comparado com a população controle, indivíduos SD também geram mais torque na articulação distal do que na proximal<sup>15</sup>. Como resultado, haverá uma redução na eficiência mecânica da tarefa e, por conseguinte, na velocidade dos movimentos.

Além disso, a dificuldade demonstrada por indivíduos SD para modular a magnitude dos impulsos com o aumento da distância movida<sup>15,26,29</sup> revela que para movimentos realizados em distâncias maiores, esses indivíduos geram a mesma quantidade de força. Essa característica também afeta a eficiência mecânica da tarefa, contribuindo para a execução de movimentos mais lentos.

O déficit na capacidade de gerar força muscular observado nessa população é descrita em vários estudos<sup>36,37,38,39,40,41,42,43</sup> e já foi testada em vários contextos diferentes. Como mencionado anteriormente, indivíduos SD geram menos torque durante a execução de movimentos do braço com reversão<sup>15,26,29</sup>. Ao gerar índices menores de força, o membro acaba acelerando e desacelerando com menor eficiência.

Mas seria a dificuldade demonstrada por indivíduos SD em termos da geração e coordenação dos torques musculares uma característica imutável ou a prática motora poderia ajudar esses indivíduos a adotar estratégias cinéticas mais eficientes?

O efeito da prática na melhora do desempenho motor tem sido descrito em vários estudos<sup>13,44,45,46,47,48,49</sup>. Para responder a questão acima, indivíduos NN e SD praticaram intensivamente movimentos do braço com reversão no plano horizontal<sup>26</sup>. Os movimentos de ida foram caracterizados por adução horizontal do ombro e extensão do cotovelo e os movimentos de volta por abdução horizontal do ombro e flexão do cotovelo. Nesse estudo, o movimento foi dividido em quatro fases distintas (aceleração e desaceleração da ida, aceleração e desaceleração da volta). Após inúmeras repetições da tarefa, indivíduos NN passaram a mover mais rápido em todas as fases do movimento. Esse incremento na velocidade foi obtido graças a um aumento do torque muscular do ombro e do torque de interação do cotovelo. Ao aumentar os impulsos do torque muscular do ombro, esses indivíduos passaram a

acelerar e a desacelerar essa articulação com maior intensidade. O movimento mais rápido do ombro ocasionou um aumento nos impulsos do torque de interação do cotovelo. Como mencionado anteriormente, o torque de interação é uma força dependente de movimento. Dessa forma, indivíduos NN passaram a mover a articulação distal de forma mais veloz também. Esses resultados descrevem a adoção de uma estratégia muito eficiente adotada pelo SNC. Ao incorporar o torque de interação do cotovelo na solução mecânica da tarefa, o sistema reduziu sobremaneira o número de variáveis a serem controladas, tirando proveito de uma força passiva para mover a articulação do cotovelo mais rápido<sup>26</sup>.

Por outro lado, mesmo após terem praticado intensivamente a tarefa, indivíduos SD falharam em aumentar os impulsos do torque muscular do ombro e foram incapazes de incorporar o torque de interação do cotovelo na solução mecânica da tarefa<sup>26</sup>. No entanto, eles reduziram substancialmente o tempo gasto para reverter o movimento no alvo. Essa redução pode estar relacionada a um aumento na sinergia linear entre os torques musculares do ombro e do cotovelo observado após a prática<sup>26</sup>.

Como explicar a incapacidade desses indivíduos em aumentar o torque do ombro e tirar proveito do torque de interação do cotovelo, mesmo após uma prática intensiva? Uma explicação plausível seria o déficit na capacidade de gerar força muscular anteriormente descrita<sup>36,37,38,39,40,41,42,43</sup>, o que justificaria a incapacidade de aumentar o torque na articulação do ombro em movimentos com reversão. Sem um aumento no torque muscular do ombro não há como movê-lo mais rápido e, por conseguinte, o torque de interação do cotovelo acabaria sendo menor. Dessa forma, o problema desses indivíduos em incorporar os torques de interação na solução mecânica da tarefa poderia ser explicado por uma dificuldade em gerar níveis apropriados de força muscular.

Vários estudos sugerem que é possível aumentar a força muscular desses indivíduos<sup>50,51,52,53,54,55</sup>. O efeito de dois protocolos de treinamento de força em indivíduos SD foi testado<sup>53</sup>. Um protocolo foi baseado em exercícios com resistência progressiva realizados em aparelhos e o outro usando contrações isométricas e isotônicas. Os maiores ganhos foram registrados no treinamento de força com resistência progressiva (para uma revisão ver Shields e Dodd<sup>51</sup>).

Dessa forma, é plausível imaginar que com o ganho de força obtido através de um treinamento com resistência progressiva, indivíduos SD passem a utilizar uma estratégia ótima de controle motor em termos da geração e coordenação dos torques musculares e de interação durante a execução de movimentos do braço com reversão.

## 2. Estudo

**EFEITO DO TREINAMENTO DE FORÇA MUSCULAR NAS ESTRATÉGIAS DE CONTROLE MOTOR UTILIZADAS POR INDIVÍDUOS COM SÍNDROME DE DOWN**

**EFFECT OF WEIGHT TRAINING PROTOCOL ON THE MOTOR CONTROL STRATEGIES USED BY INDIVIDUALS WITH DOWN SYNDROME**

NÁDIA FERNANDA MARCONI<sup>1</sup>, IRLEI DOS SANTOS<sup>1</sup>, FABIANO EUCLIDES DE FREITAS TEODORO<sup>2</sup>, CINTIA REIS DA SILVA<sup>2</sup>, CLAUDIA SANTOS OLIVEIRA<sup>1</sup>,

<sup>1</sup> Laboratório de Controle Motor, Programa de pós-graduação em Ciências da Reabilitação, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo, SP, Brasil.

<sup>2</sup> Laboratório de Controle Motor, Curso de Fisioterapia, Universidade Nove de Julho, UNINOVE, São Paulo, SP, Brasil.

Correspondência para:

Profa. Dra. Nádia Fernanda Marconi

Programa de pós-graduação em Ciências da Reabilitação

Avenida Francisco Matarazzo, 612

São Paulo – SP

CEP: 05001-100

Telefone: 11-3665-9325

[nadiamarconi@uninove.br](mailto:nadiamarconi@uninove.br)

Título para as páginas do artigo: Efeito do treinamento de força na síndrome de Down  
Effect of weight training protocol in Down syndrome

Palavras chave: treinamento de força, síndrome de Down, torque muscular, torque de interação, cinemática.



## **Resumo**

**Objetivos:** Testar a hipótese que indivíduos com síndrome de Down, após participarem de um treinamento com cargas progressivas, seriam capazes de aumentar a força da musculatura do membro superior, envolvida na execução de movimentos do braço com reversão. Esse aumento de força seria refletido numa melhora do desempenho motor em termos de velocidade e do acoplamento linear entre os torques musculares do ombro e cotovelo. O estudo visa explicar também qual a estratégia de modulação dos torques que o sistema nervoso central desses indivíduos usaria para melhorar o desempenho motor.

**Métodos:** Os indivíduos participaram de um protocolo de treinamento de força durante quatro semanas. Antes e após o período de treinamento, eles também participaram de um teste de movimentos do braço com reversão. Os movimentos da extremidade superior foram reconstruídos utilizando Optotrak (3020) e os torques musculares e de interação do ombro e do cotovelo foram calculados pela Dinâmica Inversa. **Resultados:** Os indivíduos foram capazes de utilizar o ganho de força muscular para melhorar o seu desempenho motor, em termos de velocidade. O ganho de velocidade durante a ida foi obtido através de um aumento dos torques musculares do ombro e do cotovelo e do torque de interação do cotovelo. O aumento de velocidade na volta pode ser explicado por uma melhora no acoplamento linear entre esses torques. **Conclusão:** O treinamento de força, associado com a prática do ato motor, talvez seja uma excelente estratégia para que indivíduos com a síndrome possam melhorar o desempenho motor.

**Abstract**

**Purpose:** The hypothesis that Down syndrome individuals, after took part one weight training protocol, would be able to increase the force of upper arm muscles involved in the performance of the arm movements with reversal was tested. This increase in force would be reflected in one motor performance better in terms of speed and linear coupling between shoulder and elbow muscle torques. This study also explains what the strategy of torques modulation the central nervous system of these individuals would use to improve the performance. **Methods:** The individuals took part one weight training protocol during four weeks. Before and after training, they also participated of one upper-arm movements with reversal test. The upper arm movements were reconstructed using Optotrak (3020) and the muscle and interaction torques were calculated using Inverse Dynamic. **Results:** The individuals used the increment in muscle force to improve their motor performance in terms of speed. The better scores in terms of speed to the target direction were obtained by increasing shoulder and elbow muscles torques and elbow interaction torque and, the increase of speed to initial position was obtained by improving the coupling between shoulder muscle torque and elbow interaction torque. **Conclusion:** The weight training protocol, when associated with motor practice, could be a great strategy to improve motor performance in Down syndrome individuals.

**Key words:** weight training protocol, Down syndrome, muscle torque, interaction torque, kinematics.

## Introdução

Muitos esforços têm sido feitos para entender as razões pelas quais indivíduos com síndrome de Down (SD) geram movimentos lentos e desarmônicos<sup>1,2,3,4,5,6,7,8,9,10</sup>. Alguns autores<sup>2</sup> argumentam que uma possível explicação para o comportamento motor desses indivíduos seria a falta de oportunidade de praticar os movimentos no dia-a-dia. Em especial, ficou demonstrado que a estratégia “sub-ótima” de geração e modulação da atividade eletromiográfica (EMG) e do torque muscular pode ser corrigida com a simples repetição do movimento. No entanto, essa observação ficou restrita a movimentos simples, no caso, flexão do cotovelo em diferentes amplitudes angulares.

As estratégias de controle motor utilizadas durante a execução de tarefas mais complexas, como por exemplo, movimentos do braço com reversão (i.e. alcançar um alvo no espaço com retorno imediato à posição inicial) também têm sido investigadas nessa população<sup>3,7,8,9</sup>. De um modo geral, indivíduos SD possuem uma dificuldade para coordenar os torques musculares (força produzida pelos músculos e transferida para a articulação para realizar movimento) do ombro e do cotovelo, gerando, proporcionalmente, mais torque na articulação distal (cotovelo) do que na articulação proximal (ombro) quando comparado com indivíduos neurologicamente normais (NN)<sup>3</sup>. Nesse estudo, o grau de coordenação foi medido pela correlação linear entre os torques musculares gerados nas duas articulações, também conhecida como “Princípio da Co-Variação linear”<sup>11,12,13,14,15</sup>.

Mais recentemente<sup>7</sup>, ficou demonstrado que durante os movimentos do braço com reversão, a quantidade de atividade EMG e de força no tempo (impulsos) está bem acoplada em todas as fases do movimento, resultando numa alta correlação linear entre essas variáveis (aceleração e desaceleração na ida e na volta dos movimentos). Esse acoplamento foi denominado “*Building Block Strategy*” e pode ser traduzido como a

capacidade desses indivíduos em coordenar, de forma precisa, a magnitude da atividade muscular e dos torques musculares para gerar movimentos rápidos e precisos.

Por outro lado, a análise desse acoplamento, quando realizada para indivíduos SD, revela que esse grupo tem uma dificuldade maior para coordenar essas variáveis durante movimentos do braço com reversão<sup>7</sup>. Uma análise de componentes principais demonstrou também que os torques musculares (do ombro e do cotovelo) revertem suas direções de forma menos sincronizada quando comparados com indivíduos NN<sup>7</sup>.

Para realizar movimentos mais complexos, que envolvam múltiplos segmentos, o sistema nervoso central (SNC), além de coordenar os torques musculares gerados nas articulações, precisa também controlar os torques de interação (gerados na articulação focal pelos movimentos das articulações interligadas por cadeia). Em outras palavras, o torque de interação é o resultado de uma força reativa, gerada pelo movimento em uma articulação e transferida para as articulações adjacentes. Há muitos anos atrás, havia-se formulado a hipótese de que o sistema de controle motor incorporaria os torques de interação na solução mecânica da tarefa<sup>16</sup>.

Evidências iniciais demonstraram que Bernstein<sup>16</sup> estava correto, ou seja, ao invés de se opor aos distúrbios impostos pelos torques de interação, o sistema de controle motor pode optar por tirar proveito dos mesmos. Após a repetição intensiva da tarefa, indivíduos NN aumentaram a velocidade de movimentos do braço com reversão através de um aumento na magnitude do torque muscular do ombro e do torque de interação do cotovelo<sup>17</sup>. Quando treinados a executar essa tarefa, indivíduos SD foram incapazes de aumentar o torque muscular do ombro e de interação do cotovelo e de coordenar a geração desses dois torques<sup>9</sup>.

Há evidências na literatura que indivíduos com lesões neurológicas têm melhorado o seu desempenho motor através de treinamento de força<sup>18</sup>. Vários estudos também relatam o déficit na capacidade de gerar força muscular de indivíduos SD<sup>19,20,21,22,23,24</sup>. Já o uso de protocolos de treinamento, especialmente os de cargas progressivas ajudaram os indivíduos SD a melhorar seu desempenho motor em termos de força<sup>22,23,24,25</sup>.

Nesse estudo, um protocolo de treinamento de força com cargas progressivas foi utilizado com o objetivo de aumentar a força muscular de indivíduos SD<sup>24</sup>. Baseado nesse estudo, a primeira hipótese testada foi de que o treinamento com carga progressiva seria suficiente para aumentar a força da musculatura do membro superior, envolvida na execução de movimentos com reversão. Considerando os achados de estudos anteriores<sup>9,17</sup>, testou-se a segunda hipótese de que o ganho de força muscular contribuiria para melhorar desempenho motor dos indivíduos SD durante a execução de movimentos do braço com reversão. Em especial, foi previsto que o ganho de força seria refletido em um ganho na velocidade dos movimentos. A terceira hipótese testada visa explicar qual a estratégia de modulação dos torques que o SNC desses indivíduos usaria para melhorar o desempenho motor. De acordo com um estudo relatado na literatura<sup>17</sup>, o ganho na velocidade dos movimentos ocorreria devido um aumento nos torques musculares do ombro e no torque de interação do cotovelo. Esse ganho no desempenho motor também seria refletido pela melhora no acoplamento linear entre os torques musculares do ombro e cotovelo<sup>11,12,13,14,15</sup>. Esperava-se observar também, com treinamento, um ganho maior do torque na articulação proximal (ombro) em proporção a articulação distal (cotovelo)<sup>3</sup>.

## Material e Métodos

### *Sujeitos*

Participaram desse estudo oito indivíduos SD, os quais foram pareados por sexo e idade (média= 22.5 anos e desvio padrão= 5.20). Todos os voluntários eram destros e sedentários. Embora não tenha sido usado um questionário específico, os voluntários foram questionados quanto o nível de atividade física em vários domínios (i.e. esporte, lazer, trabalho e casa). O índice de massa corporal de cada sujeito é informado na tabela 1. Nenhum voluntário que participou do estudo apresentou IMC acima de 30, critério estabelecido pelo Centro nacional de prevenção à doença crônica e promoção da saúde para classificar o indivíduo como obeso<sup>26</sup>. Esse critério de inclusão foi utilizado uma vez que a obesidade é um fator que pode influenciar o ganho de força durante um protocolo de treinamento com cargas progressivas<sup>27</sup>.

O *Termo de Consentimento Livre e Esclarecido* aprovado pelo Comitê de Ética XXXXXX (parecer número XXX), foi assinado pelo representante legal de cada voluntário. Os dados referentes a sexo, idade, peso, altura e comprimento do braço e antebraço são apresentados na Tabela 1.

O recrutamento dos voluntários foi realizado de forma aleatória, através de um banco de dados de um médico especialista que trabalha na cidade de São Paulo. O voluntário foi excluído do estudo se: (1) apresentasse condição médica ou doença que pudesse interferir no desempenho dos testes (i.e. cardiopatias, doença neuromuscular ou neurodegenerativa); (2) apresentasse problemas de compreensão ou colaboração; (3) apresentasse doenças associadas (i.e. Autismo); (4) residisse fora da Grande São Paulo e (5) não demonstrasse aderência ao protocolo experimental.

*Teste dos movimentos do braço com reversão*

Os voluntários foram instruídos a realizar movimentos do braço com reversão (alcançar um alvo no espaço com retorno imediato à posição inicial) “o mais rápido possível”. A tarefa exigiu movimentos coordenados nas articulações do ombro e cotovelo, os quais foram realizados paralelos ao solo (plano horizontal). Para executar a tarefa, cada participante permaneceu sentado em uma cadeira de altura ajustável, próximo a uma mesa, com o tronco estabilizado por meio de faixas no encosto da cadeira para evitar seu movimento. Nessa posição, o braço direito podia mover livremente cerca de 10 cm acima do topo da mesa.

A posição inicial do sujeito é ilustrada na figura 1. L1 e L2 representam, respectivamente, o comprimento do braço e do antebraço. Nessa posição, o ombro permanecia a 45° (ângulo externo entre o braço e o eixo do tronco –  $\theta_1$ ) e o cotovelo permanecia a 90° (ângulo externo entre o braço e o antebraço –  $\theta_2$ ). A linha perpendicular ao plano frontal do sujeito, cruzando a linha média do seu corpo, foi definida como a orientação espacial de 90°. Os movimentos foram realizados nessa orientação em três alvos distintos (D1, D2 e D3), os quais foram definidos de acordo com o comprimento do antebraço do voluntário (medida do olécrano até a ponta do dedo indicador), respectivamente, 40, 60 e 80% dessa medida total. Um alvo idêntico ao utilizado nas distâncias acima foi usado na posição inicial também.

Durante a execução da tarefa, os sujeitos tinham que manter o braço elevado contra a ação da gravidade e mover o ombro em adução horizontal (ida) e abdução horizontal (volta) e o cotovelo em extensão (ida) e flexão (volta). Os movimentos da mão e do punho foram restringidos por uma tala. Os três alvos eram apresentados para os sujeitos de forma aleatória e dez repetições do movimento em cada alvo foram coletadas.

### *Treinamento de força*

No dia seguinte ao teste dos movimentos do braço com reversão, os voluntários iniciaram um programa de treinamento de força com resistência progressiva para membros superiores com pesos livres (halteres). O treinamento era realizado três vezes por semana (em dias alternados), durante quatro semanas, totalizando doze sessões. O período de treinamento foi definido de acordo com a literatura da área<sup>23</sup>. Cada sessão era precedida por um período de aquecimento de dez minutos e incluía exercícios de auto-alongamento dos músculos peitoral maior, deltóide anterior, deltóide posterior, bíceps e tríceps braquial e movimentos ativos das articulações do ombro e cotovelo.

O protocolo de treinamento era composto de seis exercícios que foram denominados de supino, elevação anterior, elevação lateral, puxada posterior, flexão e extensão do cotovelo que visavam, respectivamente, o fortalecimento dos seguintes músculos: peitoral maior, deltóide fibras anteriores, médias e posteriores, bíceps braquial e tríceps braquial. A carga inicial de treinamento foi definida para cada exercício como 50% de 1RM. Ao longo do treinamento, os sujeitos foram incentivados a aumentar a carga gradualmente e o incremento da carga era avaliado a cada sessão baseado na capacidade do voluntário de mover a carga adicional de forma correta e ininterrupta<sup>24</sup>.

Em cada sessão eram realizadas três séries de doze repetições de cada exercício, com um intervalo para descanso de trinta segundos entre as séries. Os exercícios eram realizados numa velocidade confortável, buscando-se uma simetria entre as fases concêntrica e excêntrica.



### *Pré-teste e pós-teste*

O pré-teste ficou definido como a primeira vez que os voluntários realizaram o teste de movimentos do braço com reversão. Ao término da 12ª sessão de treinamento, os voluntários participaram novamente do teste, o qual foi definido como pós-teste.

### *Registro e processamento dos dados cinemáticos*

Durante o teste de movimentos do braço com reversão, LEDs (*light emission diode*) foram fixadas no centro das articulações do ombro, cotovelo, punho e na ponta do dedo indicador. As coordenadas X e Y dessas LEDs foram registradas usando um sistema óptico de análise tridimensional do movimento (Optotrak 3020, Northen Digital Inc.) a 100 quadros por segundo. Por convenção, os movimentos realizados na direção anti-horária têm valores negativos e os movimentos realizados na direção horária têm valores positivos. Velocidade e aceleração angular do ombro e cotovelo foram obtidas através da derivativa dos deslocamentos angulares dessas articulações. Ângulo, velocidade e aceleração foram suavizados a 10 ms, utilizando-se um filtro do tipo *moving average window*. A velocidade linear do dedo indicador foi obtida através das coordenadas X e Y da marca fixada na ponta do dedo indicador.

### *Usando a dinâmica inversa para calcular os torques musculares e de interação*

Os parâmetros (massa, momento de inércia e centro de massa) para o braço e antebraço, mais a mão, foram estimados a partir de coeficientes e valores mensurados<sup>28</sup> do peso e altura do sujeito e comprimento dos segmentos. Em cada momento de tempo e para cada segmento, dadas as coordenadas de uma das marcas fixadas no segmento e a sua orientação, a distância conhecida da marca do centro de massa foi usada para determinar as coordenadas do centro de massa. A translação linear do ombro foi considerada quando derivadas as equações de movimento. As equações usadas para estimar o torque muscular e de interação do ombro e cotovelo são apresentadas num

estudo prévio<sup>3</sup>. O torque muscular é uma medida da ação das forças musculares para transladar a articulação e o torque de interação representa o torque gerado em uma articulação devido ao movimento na articulação adjacente.

#### *Registro e processamento dos dados antropométricos*

Os valores de peso e altura também foram usados para calcular o Índice de Massa Corporal dos sujeitos - IMC.

#### *Quantificação*

A tarefa foi analisada em quatro fases distintas: a fase de aceleração do membro da posição inicial até o alvo (fase 1), a qual compreende o intervalo de tempo entre o início da velocidade linear do dedo indicador até o seu primeiro pico; a fase de desaceleração do membro no alvo (fase 2), caracterizada pelo intervalo de tempo entre o primeiro pico da velocidade linear e o momento em que o sujeito reverte a direção do movimento no alvo; a fase de aceleração do membro de volta à posição inicial (fase 3) representada pelo intervalo de tempo entre a reversão e o segundo pico da velocidade linear e a fase de desaceleração do membro na posição inicial (fase 4), a qual inclui o intervalo de tempo entre o segundo pico da velocidade linear e seu término.

Os impulsos do torque muscular e de interação do ombro e cotovelo foram integrados em cada uma das quatro fases descritas acima de acordo com o protocolo estabelecido em estudo anterior<sup>17</sup>. Para a quantificação dos dados foi utilizado o *software* Matlab® (Mathworks).

#### *Análise estatística*

Foi realizada uma ANOVA *two-way* para testar o efeito do treinamento e da distância nas variáveis estudadas. Uma análise de regressão linear de Pearson para amostras dependentes foi usada para verificar o aumento da carga de treinamento e o

acoplamento linear entre os torques. Um teste-t não pareado também foi utilizado para verificar o aumento da carga de treinamento.

## Resultados

### *O efeito do treinamento de força nos grupos musculares testados*

A análise de regressão linear demonstra que houve um aumento progressivo da carga usada ao longo do treinamento (figura 2), revelando um ganho de força para todos os grupos musculares treinados. Um teste-t entre a carga inicial (1º sessão) e final (12º sessão) revelou aumento significativo da carga de treinamento para todos os músculos testados. Os resultados do teste-t para o peitoral, tríceps, deltóide posterior, deltóide anterior, deltóide médio e bíceps, foram respectivamente, ( $t = -7.77$ ,  $p = 0.00$ ), ( $t = -5.28$ ,  $p = 0.00$ ), ( $t = -5.66$ ,  $p = 0.00$ ), ( $t = -3.28$ ,  $p = 0.01$ ), ( $t = -3.28$ ,  $p = 0.01$ ), ( $t = -4.26$ ,  $p = 0.00$ ).

O grupo também realizou a tarefa com sucesso, revertendo imediatamente à direção do movimento após o treinamento. A única exceção foi um sujeito, que falhou em realizar a tarefa de reversão, gastando um tempo elevado na região do alvo, mesmo depois de ganhar força muscular. Apesar ter aumentado a velocidade do movimento de ida e de volta, os dois movimentos não puderam ser classificados como movimentos de reversão, por essa razão os dados desse sujeito não foram incluídos na análise estatística apresentada a seguir.

### *O ganho de força melhorou a velocidade dos movimentos*

Indivíduos SD foram capazes de utilizar o ganho de força muscular obtido com o treinamento para melhorar o seu desempenho motor, em termos de velocidade, tanto no movimento de ida até o alvo como no movimento de volta à posição inicial.

A ANOVA do primeiro pico da velocidade linear do dedo indicador revelou o efeito do treinamento ( $F(1,6) = 20.92$ ,  $p = 0.00$ ) e da distância ( $F(2,12) = 47.23$ ,  $p = 0.00$ ) para essa variável (figura 3 à esquerda), indicando que os sujeitos tornaram-se mais rápidos durante o movimento de ida. Resultados similares foram obtidos para o segundo pico da velocidade linear (figura 3 à direita). Foi observado um aumento dessa

variável com o treinamento ( $F(1,6) = 34.12$ ,  $p = 0.00$ ) e a distância movida ( $F(2,12) = 30.28$ ,  $p = 0.00$ ), indicando que os sujeitos tornaram-se mais rápidos também durante o movimento de volta. A interação entre treinamento e distância não foi significativa para ambos os picos ( $F(2,12) > 0.74$ ,  $p > 0.05$ ).

*Efeito do treinamento de força nos quatro impulsos do torque muscular do ombro e do cotovelo*

Os resultados da ANOVA para os impulsos do torque muscular do ombro e do cotovelo, quantificados durante as quatro fases do movimento são apresentados na figura 4. Durante a primeira fase, houve um aumento dessas variáveis com treinamento ( $F(1,6) > 5.73$ ,  $p < 0.05$ ). Para as outras três fases do movimento, a ANOVA não revelou efeito do treinamento ( $F(1,6) > 0.27$ ,  $p > 0.05$ ), exceto para a quarta fase do torque muscular do cotovelo ( $F(1,6) = 7.78$ ,  $p = 0.03$ ). Houve também um aumento dessas variáveis com a distância movida ( $F(2,12) > 4.33$ ,  $p < 0.05$ ), exceto para a segunda e terceira fases do torque muscular do cotovelo ( $F(2,12) > 1.90$ ,  $p > 0.20$ ). Em todas as fases do movimento, as interações entre treinamento e distância não foram significantes ( $F(2,12) > 0.03$ ,  $p > 0.05$ ).

*Efeito do treinamento de força nos quatro impulsos do torque de interação do ombro e do cotovelo*

Os resultados da ANOVA para os impulsos do torque de interação do ombro e cotovelo, quantificados durante as quatro fases do movimento, são apresentados na figura 5. A ANOVA não revelou efeito do treinamento nessas variáveis ( $F(1,6) > 0.52$ ,  $p > 0.05$ ), exceto para a primeira fase do torque de interação do cotovelo ( $F(1,6) = 5.11$ ,  $p < 0.05$ ). Em todas as fases analisadas, houve aumento do torque de interação do ombro e cotovelo com a distância movida ( $F(2,12) > 3.17$ ,  $p < 0.05$ ). As interações entre

treinamento e distância movida não alcançaram o nível de significância estatística ( $F(2,12) > 0.21, p > 0.05$ ).

#### *Efeito do treinamento no acoplamento linear entre os torques*

A figura 6 ilustra o desempenho motor do Sujeito N° 02, o qual realizou a tarefa usando prioritariamente uma estratégia proximal (ombro), em termos de geração do torque muscular. Uma comparação visual da velocidade linear do dedo indicador entre o pré-teste e pós-teste (figuras 6A e 6B) revela que esse indivíduo aumentou a velocidade do movimento e diminuiu o tempo de reversão, reduzindo o tempo de movimento. Observe que, no pré-teste, há um predomínio do torque muscular do ombro e de interação do cotovelo em detrimento do torque muscular do cotovelo e essa tendência fica mais forte no pós-teste. A análise de regressão linear (figura 6C) revelou que após o treinamento, esse indivíduo diminuiu o acoplamento entre o torque muscular do ombro e do cotovelo. Isso ocorreu porque com o treinamento houve uma diminuição do torque muscular do cotovelo.

A figura 7 ilustra o desempenho motor de um segundo sujeito N° 06 que realizou a tarefa usando uma estratégia mista (proximal e distal) em termos de geração dos torques musculares. Uma comparação visual da velocidade linear do dedo indicador entre o pré-teste e pós-teste (figuras 7A e 7B) revela que esse indivíduo foi capaz de reduzir o tempo de reversão, bem como o tempo para executar a tarefa. Observe que, tanto no pré-teste como no pós-teste, o torque muscular do ombro está em fase com o torque muscular e com o torque de interação do cotovelo. Já as magnitudes desses torques aumentam após o treinamento. A análise de regressão linear (figura 7C) revelou que após o treinamento, esse indivíduo realizou o movimento do braço com reversão utilizando preferencialmente a articulação proximal. Esse fato pode ser observado comparando a inclinação da curva no pré e no pós-teste (-0,34 versus -0,39).

A figura 8 ilustra resultado do coeficiente de correlação linear  $|r|$  e a inclinação dessa correlação, entre o torque muscular do ombro e do cotovelo (painel à esquerda) e entre o torque muscular do ombro e o torque de interação do cotovelo (painel à direita) para cada sujeito. Os dados apresentados na Figura 8 representam apenas os movimentos realizados na distância maior. A ANOVA não revelou aumento do coeficiente da correlação linear entre o torque muscular do ombro e cotovelo devido ao treinamento de força muscular ( $F(1,6) = 0.08, p = 0.79$ ). Porém, o acoplamento linear entre o torque do ombro e o torque de interação do cotovelo aumentou com o treinamento, como demonstrou o aumento do  $|r|$  para essa correlação ( $F(1,6) = 0.54, p = 0.05$ ). Não foi observado efeito da distância e da interação entre a distância e o treinamento para os  $|r|$  calculado entre a correlação dos torques musculares do ombro com o cotovelo e para a correlação entre os torques musculares e de interação do cotovelo ( $F(1,6) = 0.30, p > 0.05$ ). A ANOVA também não revelou efeito do treinamento, da distância e da interação entre ambos, para a inclinação obtida da correlação linear entre o torque muscular do ombro e o torque muscular do cotovelo e entre o torque muscular do ombro e o torque de interação do cotovelo ( $F(1,6) = 0.71, p > 0.43$ ).

## **Discussão**

*Treino com carga progressiva foi eficiente para aumentar a força muscular de indivíduos SD*

O protocolo de treinamento utilizado se mostrou eficiente para aumentar a força dos músculos peitoral maior, deltóide fibras anteriores, médias e posteriores, bíceps e tríceps braquial (figura 2). Nesse sentido, o período de treinamento escolhido (quatro semanas) se mostrou adequado para gerar um ganho de força. Esses dados confirmam os achados de estudos anteriores<sup>22,23,24,25</sup> demonstrando que essa população pode se beneficiar de protocolos de treinamento de força, em especial, com carga progressiva.

*Seria o ganho na força muscular suficiente para melhorar o desempenho motor?*

Se considerarmos a melhora no desempenho motor em termos de velocidade com que a tarefa foi executada, a resposta à pergunta acima é sim. Com o ganho de força, indivíduos SD passaram a mover mais rápido, tanto na ida como na volta, apesar de não terem sido treinados a praticar os movimentos do braço com reversão (figura 3).

Movimentos mais simples (i.e., flexão do cotovelo) não impõem ao SNC grandes demandas mecânicas, quando comparado como movimentos complexos (i.e., movimento com reversão)<sup>17</sup>. Por exemplo, durante a execução de movimentos de flexão do cotovelo, executado sobre uma base de suporte móvel, o torque de interação e a força gravitacional são desprezíveis<sup>2</sup>. Essa pequena demanda mecânica do controle dos movimentos simples pode explicar o fato de indivíduos SD terem obtido uma acentuada melhora durante a repetição de movimentos de flexão do cotovelo<sup>2</sup>, mas terem falhado em melhorar o desempenho, com a prática de movimentos complexos como os de reversão do membro superior<sup>9</sup>.



Em estudo anterior<sup>9</sup>, os indivíduos SD praticaram o movimento de reversão sem o treinamento de força. No entanto, no estudo aqui relatado os indivíduos tiveram o treinamento de força, mas não praticaram o movimento com reversão. Pode-se concluir então, que apenas a prática da tarefa motora complexa, sem o treinamento de força muscular pode não ser uma estratégia eficiente para tratar essa população. Esses achados também colaboram com a observação de que a melhora do desempenho motor, observado com a prática de movimentos simples, sem o treinamento de força<sup>2</sup>, por ser explicado pela pequena demanda mecânica dessas tarefas. Assim, os dados reportados aqui confirmam a segunda hipótese do estudo de que o treinamento de força ajuda os indivíduos SD a aumentar a velocidade dos movimentos.

*Como o ganho na força muscular mudou a estratégia de modulação dos torques aumentando o desempenho motor?*

Para mover mais rápido é necessário um aumento na geração das forças musculares, as quais são transmitidas para as articulações na forma de torques, que aceleram e desaceleram as articulações com maior intensidade<sup>17</sup>. Além, dos torques de origem muscular, as articulações também sofrem a ação dos torques de origem gravitacional<sup>29</sup> e dos torques de interação<sup>17,30</sup>.

Depois de ganhar força muscular com o treinamento (figura 2), os sujeitos foram capazes de acelerar o membro com maior intensidade em direção ao alvo, como demonstra o aumento da velocidade do dedo indicador (figura 3 à esquerda). Esse aumento na velocidade do membro em direção ao alvo foi alcançado com um incremento na quantidade (impulso) dos torques musculares do ombro e do cotovelo e dos torques de interação do cotovelo, gerados durante a fase de aceleração do membro ao alvo (fase 1 nas figuras 4 e 5).

Nessa fase, o ganho de força obtido com o treino, foi suficiente para que durante os movimentos com reversão, os indivíduos aumentassem os torques musculares gerados pelos adutores do ombro. O mesmo comportamento ocorreu com o aumento do torque muscular dos extensores do cotovelo, aumentando o impulso extensor nessa articulação, após o treino. Nessa primeira fase do movimento, também ocorreu no cotovelo um aumento do torque de interação, produzido pela maior velocidade em adução do ombro. Como o torque muscular e o de interação do cotovelo agiram em fase, ambos se somaram gerando um maior impulso que produziu a extensão mais vigorosa dessa articulação. Assim, durante a primeira fase do movimento, os indivíduos SD foram capazes de aumentar os torques musculares nas duas articulações e de incorporar os torques de interação do cotovelo na solução mecânica da tarefa.

Dessa forma, a terceira hipótese foi parcialmente confirmada, uma vez que não houve aumento dos torques musculares em ambas as articulações e dos torques de interação do cotovelo das últimas três fases dos movimentos, exceto para o torque muscular do cotovelo na fase de desaceleração do membro no alvo (figuras 4 e 5). Como explicar o fato de todos os sujeitos aumentarem a velocidade de retorno à posição inicial (figura 3 à direita), sem que para isso tenha ocorrido um aumento nas magnitudes dos impulsos dos torques? Para realizar movimentos de forma mais rápida, não basta apenas aumentar a magnitude dos torques nas articulações. A forma com que esses torques são acoplados no tempo determinará, em última análise, a eficiência mecânica da estratégia utilizada para executar a tarefa motora. Em outras palavras, a magnitude dos torques e a forma com que eles são coordenados no tempo determinarão a eficiência das forças resultantes que moverão a articulação. Assim, diferenças no acoplamento entre esses torques podem explicar o fato dos indivíduos terem aumentado a velocidade

dos movimentos de volta ao alvo, sem que para isso tenha ocorrido um aumento na magnitude dos mesmos.

Em termos de acoplamento entre os torques, nem todos os indivíduos usaram a estratégia prevista na terceira hipótese. Note que apenas alguns indivíduos aumentam o acoplamento entre a geração dos torques musculares do ombro e cotovelo (figura 8 à esquerda). No entanto, os indivíduos melhoraram o acoplamento entre os torques musculares do ombro e o de interação do cotovelo (figura 8 à direita). Já a hipótese de que com o treinamento os indivíduos passariam a gerar mais torque na articulação proximal (ombro) em relação à distal (cotovelo) não se confirmou (figuras 4 e 5.).

Portanto, pode-se concluir que os indivíduos, conforme previsto na terceira hipótese, tiraram proveito das forças reativas geradas no cotovelo, usando o torque de interação nessa articulação para ajudar a movê-la. Na fase de ida, o perfeito acoplamento entre os torques musculares do ombro e o de interação do cotovelo foi responsável por mover o ombro em adução e o cotovelo em extensão na ida. Na fase da volta, houve a continuação desse acoplamento, movendo o ombro em abdução e o cotovelo em flexão.

Há muitos anos atrás, havia-se formulado a hipótese de que o sistema de controle motor incorporaria os torques de interação na solução mecânica da tarefa<sup>16</sup>. Indivíduos controle quando treinados a realizar movimentos com reversão, melhoram o desempenho motor devido ao ganho no torque muscular do ombro e o de interação do cotovelo, além de melhorar o acoplamento entre eles<sup>17</sup>. Os dados aqui relatados confirmam que, com o ganho de força, indivíduos SD melhoram o acoplamento entre os torques musculares do ombro e o de interação do cotovelo. Essa melhora no acoplamento entre esses dois torques poderia ajudar a explicar em parte a melhora no

desempenho motor durante o retorno do membro ao alvo, sem que houvesse, necessariamente, aumento na quantidade dos torques.

Foi previsto na terceira hipótese que o ganho no torque muscular do ombro seria maior do que o ganho no torque muscular do cotovelo, depois que os indivíduos adquirissem mais forças musculares. Essa previsão não se confirmou, conforme demonstram os dados da inclinação da correlação linear entre ambos os torques (figura 8). Essa hipótese foi fundamentada na observação de que esses indivíduos geram mais torques nas articulações distais do que nas proximais<sup>3</sup>.

A variabilidade no acoplamento entre os torques musculares do ombro e do cotovelo poderia também explicar parte do desempenho motor observado na volta do membro ao alvo. Note que acoplamento linear entre esses torques não é observado para todos os indivíduos. Em especial, o indivíduo N° 02, após o ganho de força, passou a usar predominantemente uma estratégia do ombro (figura 7.). O torque muscular do cotovelo desse indivíduo, após o treino de força, diminuiu para próximo de zero, explicando a falta de correlação linear entre o mesmo e o torque muscular do ombro. Para realizar a tarefa, esse indivíduo gerou um acentuado torque muscular no ombro acoplado com um grande torque de interação no cotovelo. Esse perfeito acoplamento entre esses dois torques pode ter compensado a falta de aumento na magnitude nos torques nas fases de desaceleração ao alvo e de retorno à posição inicial. Foi como se esse indivíduo tivesse lançado o membro ao alvo e o acelerado de volta à posição inicial a partir de uma grande força gerada na musculatura do ombro.

Por outro lado, o indivíduo N° 06 utilizou uma estratégia mista (proximal e distal) de acoplamento linear entre os torques. Com o treino, ele melhora o acoplamento entre os torques musculares do ombro e do cotovelo e entre os torques musculares do ombro e os torques de interação do cotovelo. Assim, esse indivíduo usou o torque de

interação e o torque muscular do cotovelo para mover essa articulação os quais atuaram em fase com os torques musculares do ombro.

A variabilidade no desempenho motor desses indivíduos é bem relatada na literatura<sup>1,2,7,8,9</sup>. O fato de não ter sido observado uma estratégia única de modulação dos torques entre os indivíduos do grupo não é surpreendente, tendo em vista que eles **não** foram treinados a praticar os movimentos com reversão. O grau de transferência do que se aprende de uma tarefa para outra, diminui com a diferença entre elas<sup>31</sup>. Assim, o fato dos indivíduos terem sido treinados em um protocolo de força não deveria necessariamente facilitar o aparecimento de uma estratégia motora única de modulação dos torques durante a execução de movimentos com reversão.

A análise e discussão dos dados aqui relatados apontam para a hipótese de que o treinamento de força com carga progressiva, associado com a prática do ato motor, talvez veja uma excelente estratégia para que os indivíduos SD possam melhorar o desempenho motor. Da associação de treinamento de força com a prática da tarefa a ser executada pode emergir uma estratégia cinética (modulação dos torques) única como a observada para indivíduos controle<sup>17</sup>. Com esse tipo de treinamento associado esses indivíduos poderiam talvez passar a gerar mais torques nas articulações proximais em relação às distais.

## Referências Bibliográficas

1. Latash ML, Corcos DM. Kinematic and electromyographic characteristics of single-joint movements of individuals with Down syndrome. *Am J Ment Retard.* 1991; 96:189-201.
2. Almeida GL, Corcos DM, Latash ML. Practice and transfer effects during fast single-joint elbow movements in individuals with Down syndrome. *Phys Ther.* 1994; 74:1000-1016.
3. Almeida GL, Hasan Z, Corcos DM. Horizontal-plane arm movements with direction reversals performed by normal individuals and individuals with Down syndrome. *J Neurophysiol.* 2000; 84:1949-1960.
4. Aruin AS, Almeida GL, Latash ML. Organization of a simple two-joint synergy in individuals with Down syndrome. *Am J Ment Retard.* 1996; 101:256-268.
5. Aruin, AS, Almeida GL. A co-activation strategy in anticipatory postural adjustments in persons with Down syndrome. *Motor Control* 1997; 01:178-191.
6. Latash ML, Anson JG. What are “normal movements” in atypical populations? *Behav Brain Sci.* 1996; 19:55-68.
7. Marconi NF. Controle motor de movimentos de reversão em indivíduos neurologicamente normais e portadores da síndrome de Down: O efeito do feedback intrínseco [dissertação]. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas; 2000.
8. Ferreira SMS. Modulação da Latência da Musculatura Antagonista em Indivíduos "neurologicamente normais" e portadores da Síndrome de Down [dissertação]. Rio Claro (SP): Universidade Estadual Paulista; 2000.

9. Marconi NF. Controle motor de movimentos de reversão do braço em indivíduos neurologicamente normais e portadores da síndrome de Down: O efeito do treinamento [tese]. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas; 2005.
10. Anson JG. Neuromotor control and Down syndrome. In: JJ Summers, editores. *Approaches to the study of motor control and learning*. Amsterdam; 1992. p.387-413.
11. Gottlieb GL, Song Q, Hong D, Almeida GL, Corcos DM. Coordinating movement at two joints: a principle of linear covariance. *J Neurophysiol*. 1996; 75:1760-1764.
12. Gottlieb GL, Song Q, Almeida GL, Hong DA, Corcos DM. Directional control of planar human arm movement. *J Neurophysiol*. 1997; 78:2985-2998.
13. Zaal FTJM, Daigle K, Gottlieb GL, Thelen E. An unlearned principle for controlling natural movements. *J Neurophysiol*. 1999; 82:255-259.
14. Lee D, Corcos DM, Shemmell J, Leurgans S, Hasan Z. Resolving kinematic redundancy in target-reaching movements with and without external constraint. *Exp Brain Res*. 2008; 191(1):67-81.
15. Sande de Souza LA, Dionísio VC, Lerena MA, Marconi NF, Almeida GL. The linear co-variance between joint muscle torques is not a generalized principle. *J Electromyogr Kinesiol*. (in press).
16. Bernstein NA. *The coordination and regulation of movements*. Oxford, UK: Pergamon Press, 1967.
17. Marconi NF, Almeida GL. Principles for learning horizontal-planar arm movements with reversal. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008; 18(5):771-9.

18. Sullivan KJ, Brown DA, Klassen T, Mulroy S, Ge T, Azen SP et al. Effects of task-specific locomotor and strength training in adults who were ambulatory after stroke: results of the STEPS randomized clinical trial. *Phys Ther.* 2007; 87(12):1580-1607.
19. Cioni M, Cocilovo A, Di Pasquale F, Araújo MB, Siqueira CR, Bianco M. Strength deficit of knee extensor muscles of individuals with Down syndrome from childhood to adolescence. *Am J Ment Retard.* 1994; 99:166-74.
20. Croce RV, Pitetti KH, Horvat M, Miller J. Peak torque, average power, and hamstrings/quadriceps ratios in no disabled adults and adults with mental retardation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996; 77:369-72.
21. Horvat M, Pitetti KH, Croce R. Isokinetic torque, average power, and flexion/extension ratios in no disabled adults and adults with mental retardation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997; 25:395-9.
22. Carmeli E, Kessel S, Coleman R, Ayalon M. Effects of a treadmill walking program on muscle strength and balance in elderly people with Down syndrome. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2002; 57:106-10.
23. Shields N, Dodd K. A systematic review on the effects of exercise programmes designed to improve strength for people with Down syndrome. *Phys Ther.* 2004; 9:109-115.
24. Weber R, French R. Dow's syndrome adolescents and strength training. *Clin Kinesiol.* 1988; 42:13-21.
25. Rimmer JH, Heller T, Wang E, Valerio I. Improvements in physical fitness in adults with Down syndrome. *Am J Ment Retard.* 2004; 109:165-74.



26. Guidelines for school and community programs to promote lifelong physical activity among young people. National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion, Centers for Disease Control and prevention. *J Sch Health*. 1997; 67(6):202-19.
27. Yu CC, Sung RY, Hau KT, Lam PK, Nelson EA, So RC. The effect of diet and strength training on obese children's physical self-concept. *J Sports Med Phys Fitness*. 2008; 48(1):76-82.
28. Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech*. 1996; 29:1223-1230.
29. Sainburg RL, Ghez C, Kalakanis D. Intersegmental dynamics are controlled by sequential anticipatory, error correction, and postural mechanisms. *J Neurophysiol*. 1999; 81:1045–56.
30. Sainburg RL, Kalakanis D. Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *J Neurophysiol*. 2000; 83:2661–75.
31. Schmidt RA. *Motor control and learning. A behavioral emphasis*. 2.ed. Champaign: Human kinetics, 1988. 578p.

## Figuras

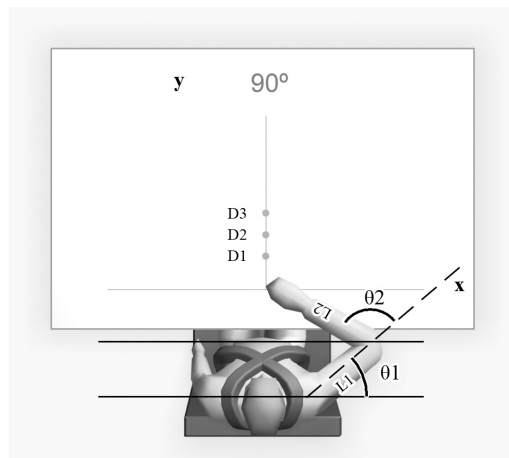


Figura 1

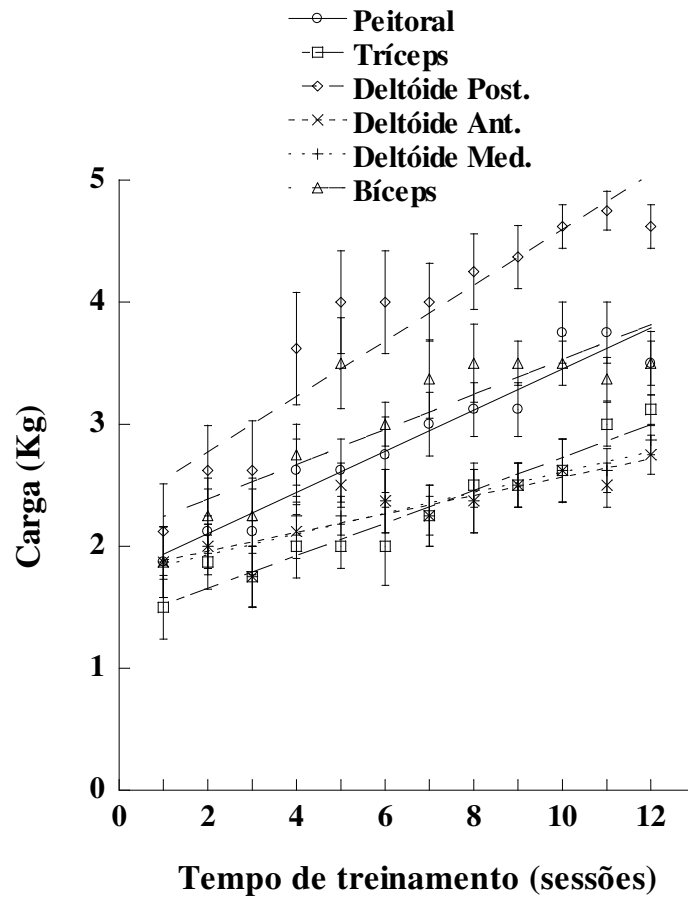


Figura 2

---Pré-teste  
—Pós-teste

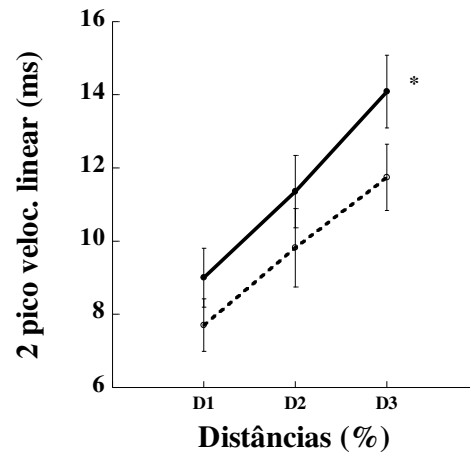
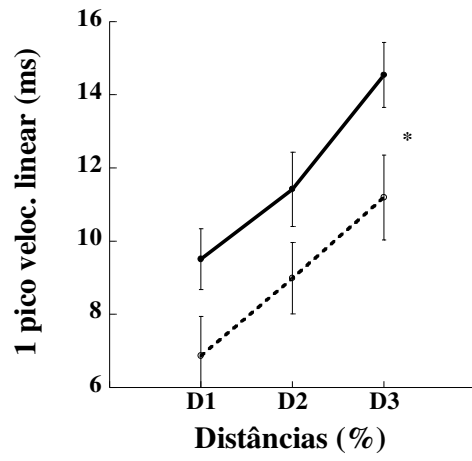


Figura 3

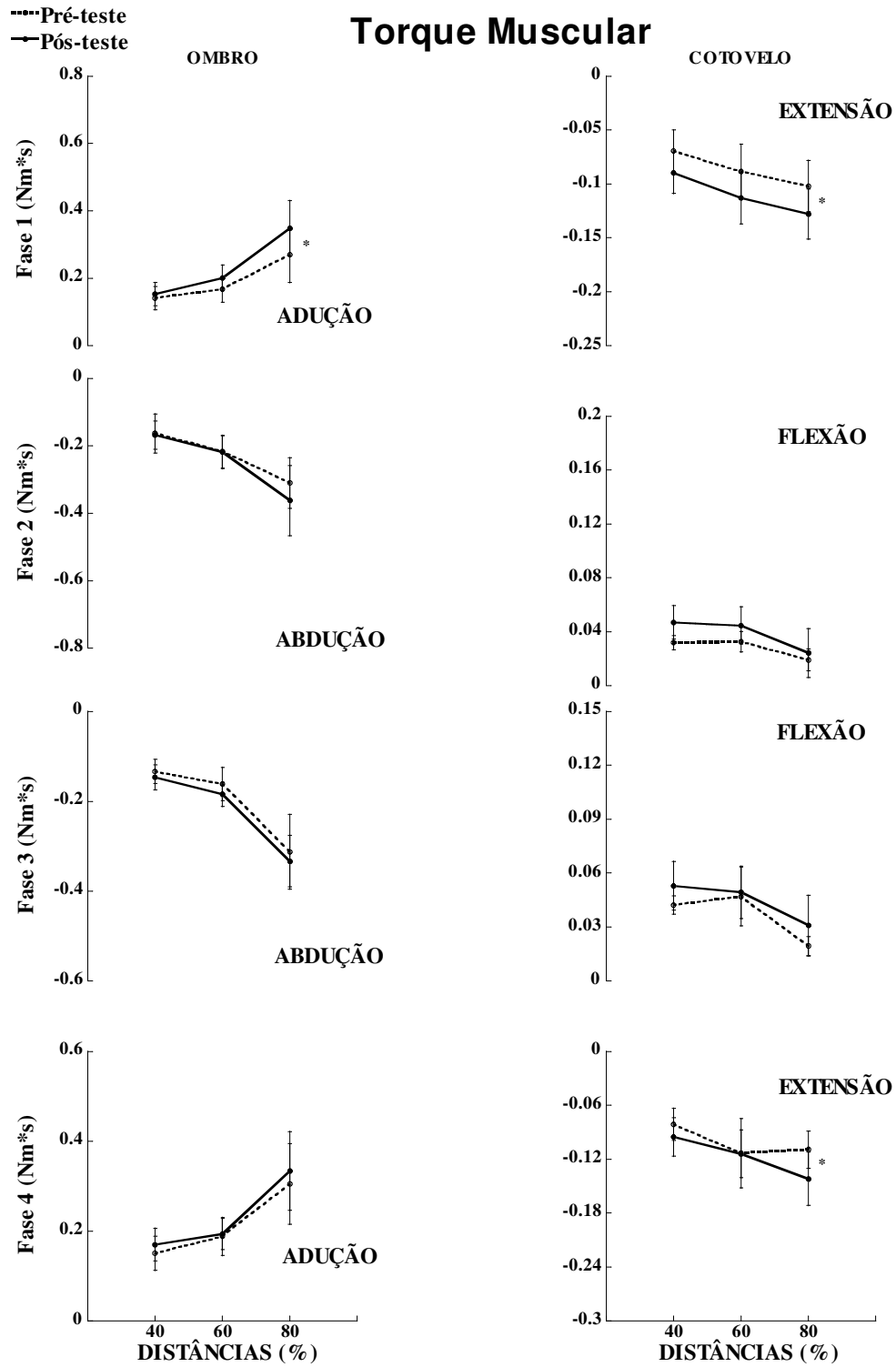


Figura 4

### Torque de Interação

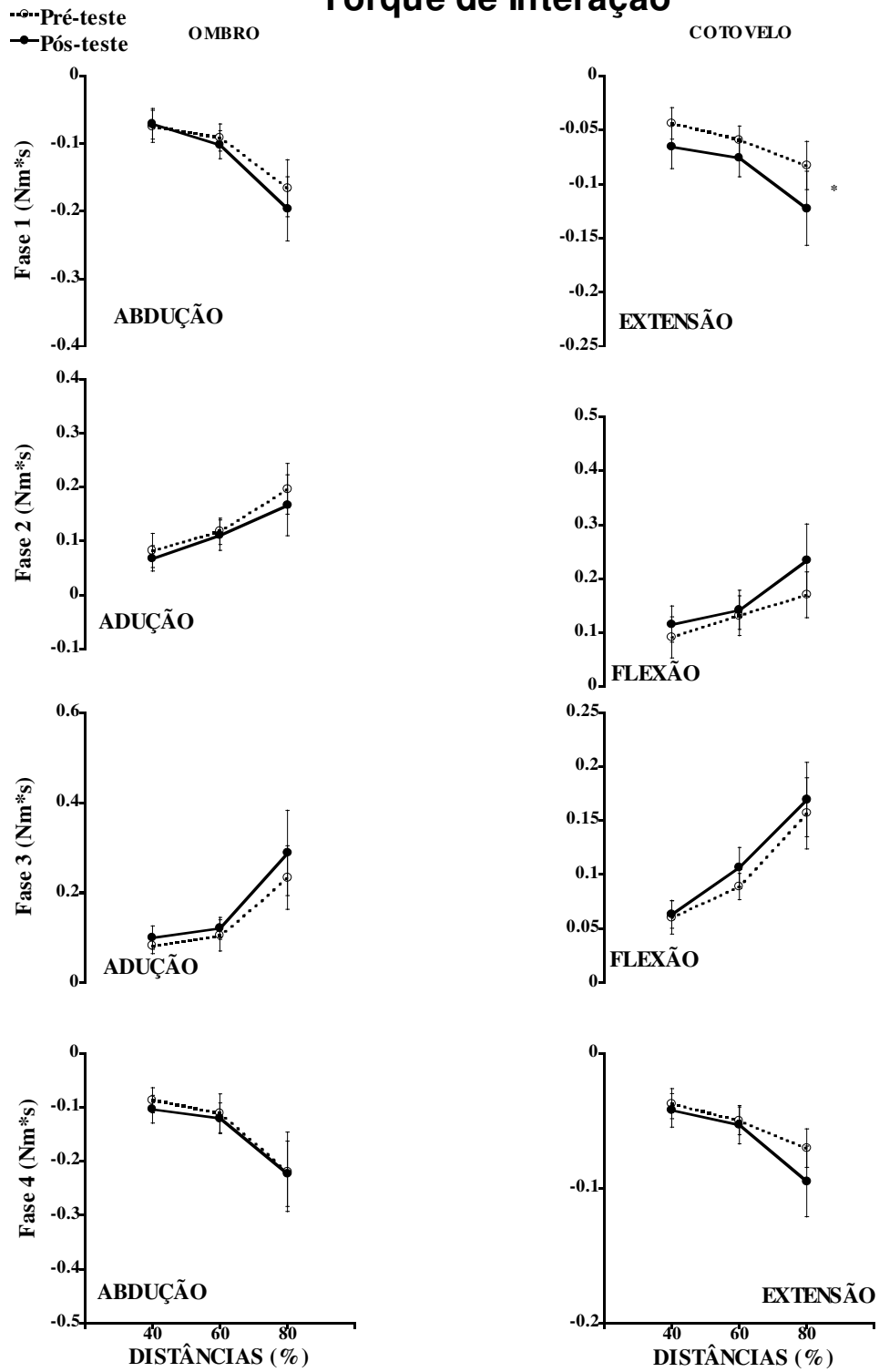


Figura 5

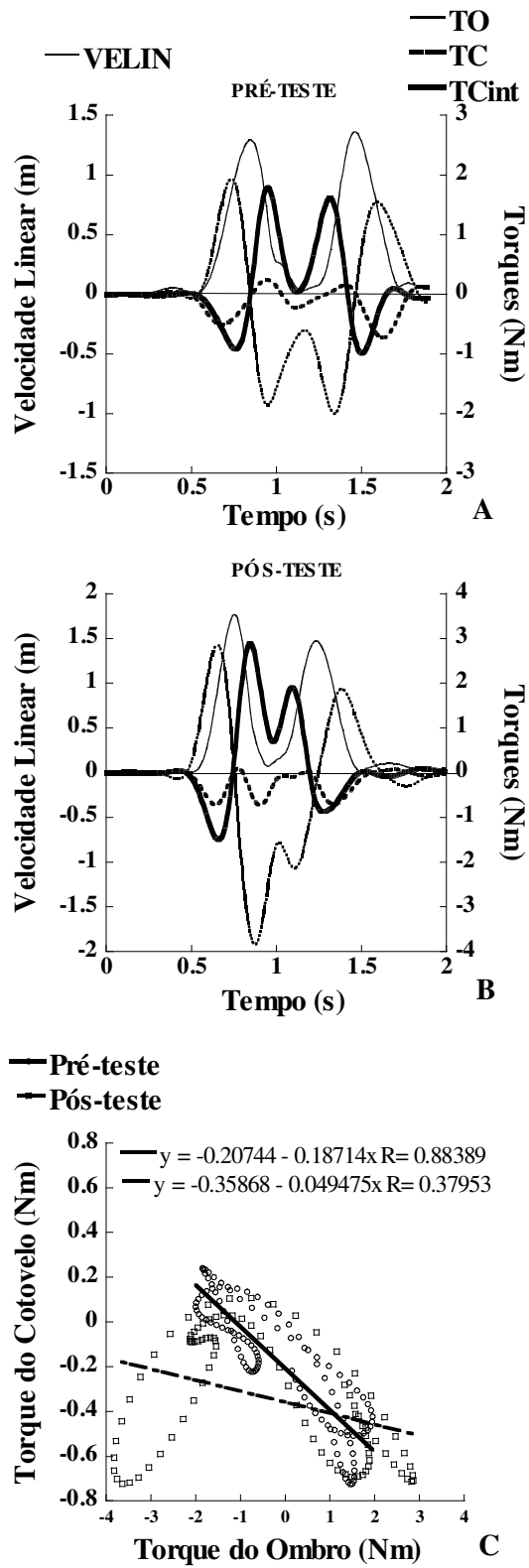


Figura 6

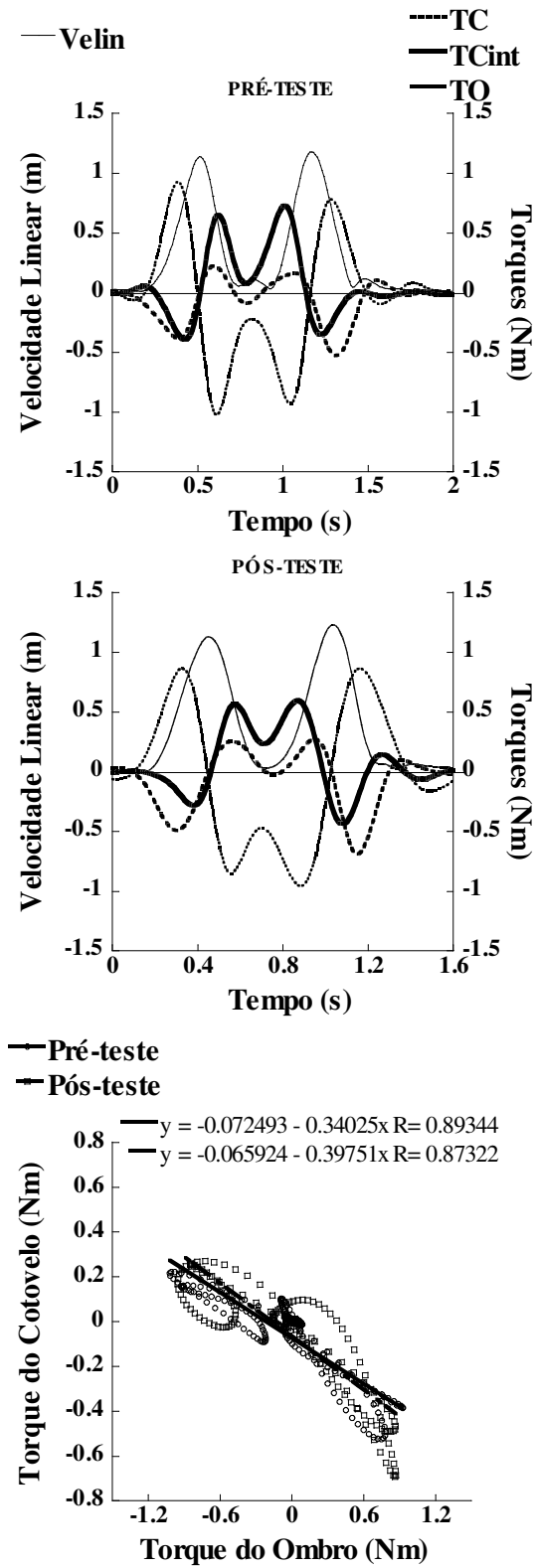


Figura 7

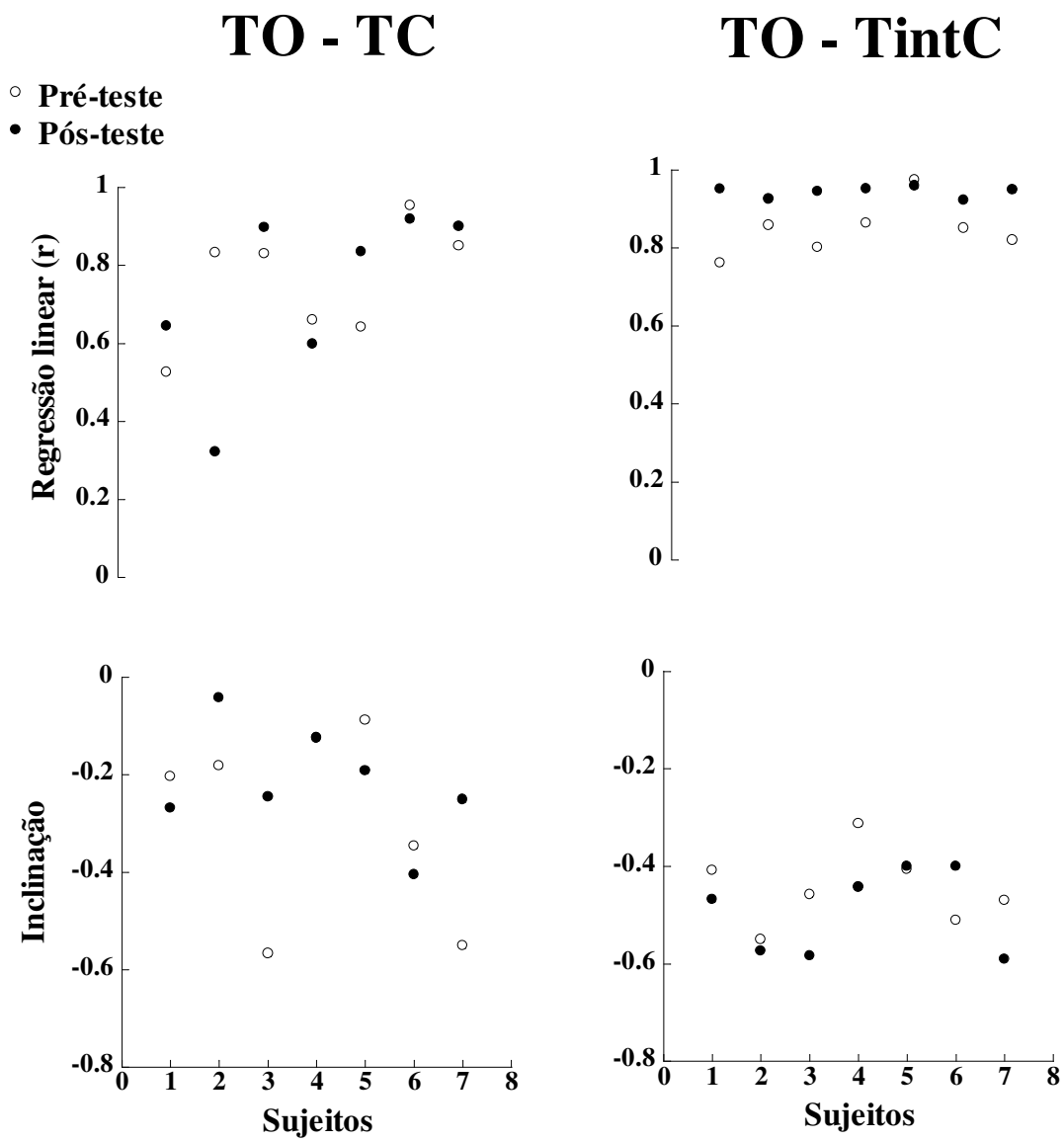


Figura 8



<b>Sujeito</b>	<b>Gênero</b>	<b>Idade, anos</b>	<b>Peso, kg</b>	<b>Altura, m</b>	<b>IMC</b>
1	F	29	53	1.46	24.86
2	F	21	43.5	1.44	20.97
3	F	18	63	1.50	28.00
4	F	18	64	1.49	28.82
5	M	25	70	1.57	28.45
6	M	15	61	1.65	22.40
7	M	26	53	1.52	22.93
8	M	28	80	1.66	29.03
<b>Média</b>		22.5	60.93	1.53	25.68
<b>DP</b>		5.20	11.27	0.08	3.28

\* IMC: Índice de Massa Corporal

Quadro 1

### Legenda das figuras

Figura 1: Posição inicial do sujeito. L1 e L2 representam, respectivamente, o comprimento do braço e do antebraço. Nessa posição, o ombro permanecia a  $45^\circ$  (ângulo externo entre o braço e o eixo do tronco –  $\theta_1$ ) e o cotovelo permanecia a  $90^\circ$  (ângulo externo entre o braço e o antebraço –  $\theta_2$ ). A linha perpendicular ao plano frontal do sujeito, cruzando a linha média do seu corpo, foi definida como a orientação espacial de  $90^\circ$ . Os movimentos do braço com reversão foram realizados nessa orientação em três alvos distintos (D1, D2 e D3). (Marconi<sup>17</sup>, com permissão do autor).

Figura 2: Valores médios entre os sujeitos (oito) e erro padrão da carga usada no treinamento para cada um dos seis músculos estudados ao longo das doze sessões de treinamento. A carga é apresentada em quilogramas (kg).

Figura 3: Efeito do treinamento e da distância no primeiro (à esquerda) e segundo (à direita) pico da velocidade linear do dedo indicador. A linha tracejada representa os dados do pré-teste e a linha sólida os dados do pós-teste. Os dados representam a média dos sujeitos e tentativas. As barras verticais representam o erro padrão. \*  $p < 0.05$  para efeito do treinamento.

Figura 4: A média dos impulsos do torque muscular do ombro (à esquerda) e do cotovelo (à direita) para todos os voluntários para cada distância linear (40, 60 e 80%), antes (linha tracejada) e após (linha sólida) o treinamento. Esses impulsos foram calculados em cada uma das quatro fases do movimento. Fase 1 (aceleração para o alvo); fase 2 (desaceleração no alvo); fase 3 (aceleração de volta à posição inicial) e fase 4 (desaceleração na posição inicial). Os dados são apresentados em Newton metro por segundos. Valores positivos indicam adução da articulação do ombro e flexão da articulação do cotovelo. As barras verticais representam o erro padrão. \*  $p < 0.05$  para efeito do treinamento.

Figura 5: Idem a legenda anterior, exceto que os dados são para os torques de interação.

Figura 6: (A) Série temporal da velocidade linear do dedo indicador (velin – linha sólida fina), torque muscular do ombro (TO – linha pontilhada), torque muscular do cotovelo (TC – linha tracejada) e torque de interação do cotovelo (TCint- linha sólida grossa) ilustrando a estratégia cinética adotada por um sujeito durante o pré-teste (valores médios obtidos durante a execução dos movimentos na distância de 80%). A velocidade linear é representada em metros, os torques musculares e de interação em Newton metro e o tempo em segundo. (B) Os dados do mesmo sujeito durante o pós-teste (valores médios obtidos durante a execução dos movimentos na distância de 80%). (C) regressão linear entre o torque muscular do cotovelo (eixo y) e o torque muscular do ombro (eixo x) calculada para uma tentativa do pré-teste (linha sólida, bolinha vazia) e uma tentativa do pós-teste (linha tracejada, quadrado vazio). Ambos os torques são representados em Newton metro. Os dados obtidos na distância de 80% são representativos das demais distâncias.

Figura 7: Idem a legenda anterior, exceto que os dados ilustram uma estratégia cinética distinta da anterior, a qual foi adotada por outro sujeito.

Figura 8: Regressão linear lrl entre o torque muscular do ombro e do cotovelo e a inclinação dessa regressão é apresentada para cada sujeito à esquerda. A regressão linear lrl entre o torque muscular do ombro e de interação do cotovelo, bem como, a inclinação dessa regressão é apresentada para cada sujeito à direita.

Quadro 1: Dados antropométricos de cada sujeito. A média e o desvio padrão também são apresentados.

### 3. Considerações finais

O protocolo de treinamento utilizado nesse estudo se mostrou eficiente para aumentar a força dos músculos testados, confirmando a primeira hipótese desse estudo e os achados de estudos anteriores<sup>50,51,52,53,54,55</sup> demonstrando que indivíduos SD podem se beneficiar de protocolos de treinamento de força, em especial, com cargas progressivas.

Eles foram capazes de usar o ganho na força muscular para melhorar o desempenho motor em termos de velocidade durante a execução de movimentos do braço com reversão, ou seja, eles passaram a mover mais rápido, tanto na ida como na volta, apesar de não terem praticado tais movimentos. Assim, os dados reportados aqui confirmam a segunda hipótese do estudo de que o treinamento de força contribui para aumentar a velocidade dos movimentos de indivíduos SD.

Depois de ganhar força muscular com o treinamento, os sujeitos foram capazes de acelerar o membro com maior intensidade em direção ao alvo, como demonstra o aumento da velocidade do dedo indicador. Esse aumento na velocidade do membro em direção ao alvo foi obtido através de um incremento na quantidade (impulso) dos torques musculares do ombro e do cotovelo e dos torques de interação do cotovelo, gerados durante a fase de aceleração do membro ao alvo. Portanto, pode-se concluir que os indivíduos, conforme previsto na terceira hipótese, tiraram proveito das forças reativas geradas no cotovelo, usando o torque de interação dessa articulação para movê-la mais rápido.

Para mover mais rápido durante a volta, indivíduos SD aumentaram o acoplamento entre o torque muscular do ombro e o de interação do cotovelo. A melhora no acoplamento entre esses dois torques poderia explicar a melhora no desempenho motor durante o retorno do membro à posição inicial, sem que houvesse, necessariamente, aumento na quantidade dos torques.

A variabilidade no acoplamento entre os torques musculares do ombro e do cotovelo poderia também explicar parte do desempenho motor observado na volta do membro à posição inicial. O fato de não ter sido observada uma estratégia única de modulação dos torques entre os indivíduos não é

surpreendente, tendo em vista que eles não foram treinados a praticar os movimentos com reversão.

A análise e discussão dos dados aqui relatados apontam para a hipótese de que o treinamento de força com carga progressiva, associado com a prática do ato motor, talvez seja uma excelente estratégia para que os indivíduos SD possam melhorar o desempenho motor. Da associação de um treinamento de força com a prática da tarefa a ser executada pode emergir uma estratégia cinética (modulação dos torques) única como observado para indivíduos controle<sup>13,26</sup>.

#### 4. Referências Bibliográficas

1. Almeida GL, Hong D, Corcos DM, Gottlieb GL. Organizing principles for voluntary movement: extending single-joint rules. *J. Neurophysiol.* 1995;74:1374–81.
2. Almeida GL, SMSF Freitas, Marconi NF. Coupling between muscle activities and muscle torques during horizontal-planar arm movements with direction reversal. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2006; 16:303–11.
3. Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Organizing principles for single joint movements: I – a speed-insensitive strategy. *J. Neurophysiol.* 1989; 62:342–57.
4. Gottlieb GL, Corcos DM, Agarwal GC. Strategies for the control of single mechanical degree of freedom voluntary movements. *Behav. Brain. Sci.* 1989; 12:189–210.
5. Gottlieb GL, Song Q, Hong D, Corcos DM. Coordinating two degrees of freedom during human arm movement: load and speed invariance of relative joint torques. *J. Neurophysiol.* 1996; 75:1760–4.
6. Gottlieb GL, Song Q, Hong D, Almeida GL, Corcos DM. Coordinating movement at two joints: a principle of linear covariance. *J. Neurophysiol.* 1996; 75:1760–4.
7. Hollerbach JM, Flash T. Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biol. Cybernet.* 1982; 44:67–77.
8. Hoy MG, Zernicke RF. Modulation of limb dynamics in the swing phase of locomotion. *J. Biomech.* 1985; 18:49–60.

9. Hoy MG, Zernicke RF, Smith JL. Contrasting roles of inertial and muscle moments at knee and ankle during paw-shake response. *J. Neurophysiol.* 1985; 54:1282–94.
10. Lackner JR, Dizio P. Rapid adaptation to coriolis force perturbations of arm trajectory. *J. Neurophysiol.* 1994; 72:299–313.
11. Sainburg RL, Kalakanis D. Differences in control of limb dynamics during dominant and nondominant arm reaching. *J. Neurophysiol.* 2000; 83:2661–75.
12. Sainburg RL, Ghez C, Kalakanis D. Intersegmental dynamics are controlled by sequential anticipatory, error correction, and postural mechanisms. *J. Neurophysiol.* 1999; 81:1045–56.
13. Marconi NF, Almeida GL. Principles for learning horizontal-planar arm movements with reversal. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008; 18(5):771-9.
14. Sande de Souza LA, Dionísio VC, Lerena MA, Marconi NF, Almeida GL. The linear co-variance between joint muscle torques is not a generalized principle. *J. Electromyogr. Kinesiol.* (in press).
15. Almeida GL, Hasan Z, Corcos DM. Horizontal-plane arm movements with direction reversals performed by normal individuals and individuals with Down syndrome. *J. Neurophysiol.* 2000; 84:1949–60.
16. Dionísio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata RP. Kinematic, Kinetic and EMG patterns during downward squatting. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008; 18: 134-43.
17. Schaefer SY, Sainburg RL. Sequential processes for controlling distance in multijoint movements. *J. Mot. Behav.* 2008; 40:325-36.

18. Schneider K, Zernicke RF, Schmidt RA, Hart TJ. Changes in limb dynamics during the practice of rapid arm movements. *J. Biomech.* 1989; 22:805–17.
19. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement.* 3th ed. New Jersey: Wiley; 2005.
20. Özkaya N, Nordin M. *Fundamentals of biomechanics. Equilibrium, Motion, and Deformation.* New York: Van Nostrand Reinhold; 1991.
21. Rack PHM, Westbury DR. The effect of length and stimulus rate on the tension in the isometric cat soleus muscle. *J. Physiol.* 1969; 204: 443-460.
22. Sandercock TG. Extra force from asynchronous stimulation of cat soleus muscle results from minimizing the stretch of the common elastic elements. *J. Neurophysiol.* 2006; 96: 1401-5.
23. Leva P. Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov’s segment inertia parameters. *J. Biomech.* 1996; 29:1223–30.
24. Kuxhaus L, Schimoler PJ, Viperman JS, Miller MC. Effects of camera switching on fine accuracy in a motion capture system. *J. Biomech. Eng.* (in press).
25. Donoghue OA, Harrison AJ, Coffey N, Hayes K. Functional data analysis of running kinematics in chronic Achilles tendon injury. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2008; 40:1323-35.
26. Marconi NF. *Controle motor de movimentos de reversão do braço em indivíduos neurologicamente normais e portadores da síndrome de Down: O efeito do treinamento [tese].* Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas; 2005.



27. Gottlieb GL, Song Q, Almeida GL, Hong DA, Corcos D. Directional control of planar human arm movement. *J. Neurophysiol.* 1997; 78:2985-98.
28. Almeida GL, Carvalho RL, Talis VL. Postural strategy to keep balance on the seesaw. *Gait Posture.* 2006; 23:17-21.
29. Marconi NF. Controle motor de movimentos de reversão em indivíduos neurologicamente normais e portadores da síndrome de Down: O efeito do feedback intrínseco [dissertação]. Campinas (SP): Universidade Estadual de Campinas; 2000.
30. Nozaki D. Torque interaction among adjacent joints due to the action of biarticular muscles. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2009; 41:205-9.
31. Bernstein NA. The coordination and regulation of movements. Oxford, UK: Pergamon Press, 1967.
32. Sainburg RL, Ghilardi MF, Poizner H, Ghez C. Control of limb dynamics in normal subjects and patients without proprioception. *J. Neurophysiol.* 1995; 73:820-9.
33. Bastian AJ, Martin TA, Keating JG, and Thach WT. Cerebellar ataxia: abnormal control of interaction torques across multiple joints. *J. Neurophysiol.* 1996; 76: 492-509.
34. Bastian AJ. Cerebellar limb ataxia: abnormal control of self-generated and external forces. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 2002; 978:16-27.

35. Zaal FTJM, Daigle K, Gottlieb GL, Thelen E. An unlearned principle for controlling natural movements. *J Neurophysiol.* 1999; 82:255-259.
36. Cioni M, Cocilovo A, Di Pasquale F, Araújo MB, Siqueira CR, Bianco M. Strength deficit of knee extensor muscles of individuals with Down syndrome from childhood to adolescence. *Am J Ment Retard.* 1994; 99:166-74.
37. Angelopoulou N, Tsimaras V, Christoulas K, Kokaridas D, Mandroukas K. Isokinetic knee muscle strength of individuals with mental retardation, a comparative study. *Percept. Mot. Skills.* 1999; 88:849-55.
38. Angelopoulou N, Matziari C, Tsimaras V, Sakadamis A, Souftas V, Mandroukas K. Bone mineral density and muscle strength in young men with mental retardation (with and without Down syndrome). *Calcif. Tissue Int.* 2000; 66:176-80.
39. Croce RV, Pitetti KH, Horvat M, Miller J. Peak torque, average power, and hamstrings/quadriceps ratios in no disabled adults and adults with mental retardation. *Arch Phys Med Rehabil.* 1996; 77:369-72.
40. Pitetti KH, Climstein M, Mays MJ, Barrett PJ. Isokinetic arm and leg strength of adults with Down syndrome: a comparative study. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1992; 73:847-50.
41. Horvat M, Pitetti KH, Croce R. Isokinetic torque, average power, and flexion/extension ratios in no disabled adults and adults with mental retardation. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1997; 25:395-9.
42. Carmeli E, Barchad S, Lenger R, Coleman R. Muscle power, locomotor performance and flexibility in aging mentally-retarded adults with and without Down's syndrome. *J. Musculoskelet Neuronal Interact.* 2002; 2:457-62.

43. Carmeli E, Ayalon M, Barchad S, Sheklow SL, Reznick AZ. Isokinetic leg strength of institutionalized older adults with mental retardation with and without Down's syndrome. 2002; 16:316-20.
44. Darling WG, Cooke JD. Changes in the variability of movement trajectories with practice. *J. Motor Behav.* 1987; 19:291–309.
45. Gottlieb GL, Corcos DM, Jaric S, Agarwal GC. Practice improves even the simplest movements. *Exp Brain Res* 1988; 73:435–40.
46. Corcos DM, Jaric S, Agarwal GC, Gottlieb GL. Principles for learning single-joint movements I. Enhanced performance by practice. *Exp. Brain Res.* 1993; 94:499–513.
47. Jaric S, Corcos DM, Agarwal GC, Gottlieb GL. Principles for learning single-joint movements II. Generalizing a learned behavior. *Exp. Brain Res.* 1993;94:514–21.
48. Jaric S, Latash ML. Learning a motor task involving obstacles by a multijoint, redundant limb: two synergies within one movement. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 1998; 8:169–76.
49. Gabriel DA, Boucher JP. Practice effects on the timing and magnitude of antagonist activity during ballistic elbow flexion to a target. *Res Quart. Exerc Sport* 1998;69:30–7.
50. Tsimaras VK, Fotiadou EG. Effect of training on the muscle strength and dynamic balance ability of adults with down syndrome. *J. Strength Cond. Res.* 2004; 18:343-7.
51. Shields N, Dodd K. A systematic review on the effects of exercise programmes designed to improve strength for people with Down syndrome. *Phys Ther.* 2004; 9:109-115.

52. Shields N, Taylor NF, Dodd KJ. Effects of a community-based progressive resistance training program on muscle performance and physical function in adults with Down syndrome: a randomized controlled trial. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2008; 89:1215-20.
53. Weber R, French R. Down's syndrome adolescents and strength training. *Clin Kinesiol.* 1988; 42:13-21.
54. Rimmer JH, Heller T, Wang E, Valerio I. Improvements in physical fitness in adults with Down syndrome. *Am J Ment Retard.* 2004; 109:165-74.
55. Carmeli E, Kessel S, Coleman R, Ayalon M. Effects of a treadmill walking program on muscle strength and balance in elderly people with Down syndrome. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2002; 57:106-10.

## 5. Apêndice

### PROTOCOLO DE TREINAMENTO DE FORÇA COM RESISTÊNCIA PROGRESSIVA

- 1) Supino reto - Bilateral
  - A) Posição inicial - Indivíduo em decúbito dorsal com o ombro em abdução de 90°, flexão do cotovelo de 90° e joelhos flexionados.
  - B) Fase concêntrica – A partir da posição inicial, realizava-se a adução horizontal do ombro e de extensão quase total do cotovelo.
  - C) Fase excêntrica – A partir da fase final concêntrica, o ombro volta à posição inicial.
  
- 2) Tríceps – Bilateral
  - A) Posição inicial – Indivíduo em decúbito dorsal, flexão de 90° de ombro; flexão quase completa de cotovelo e joelhos flexionados.
  - B) Fase concêntrica - A partir da posição inicial realizava-se uma extensão quase total do cotovelo.
  - C) Fase excêntrica – A partir da fase final concêntrica o cotovelo volta à posição inicial.
  
- 3) Puxada posterior - Unilateral
  - A) Posição inicial – Indivíduo em pé, com leve flexão anterior do tronco, membro superior esquerdo apoiado na maca e o membro superior direito em extensão de cotovelo e leve flexão de ombro. A perna esquerda está à frente com leve flexão de joelho e a perna direita para trás em extensão.
  - B) Fase concêntrica – A partir da posição inicial, realiza-se uma extensão de ombro com flexão de cotovelo.
  - C) Fase excêntrica – A partir da fase final concêntrica, o ombro e cotovelo voltam à posição inicial.
  - D) Repete a série com o lado contralateral.

4) Elevação anterior – Bilateral

A) Posição inicial – Indivíduo em pé, joelhos semi-flexionados, ombros levemente fletidos à frente do corpo, cotovelos em extensão e antebraço em pronação.

B) Fase concêntrica – A partir da posição inicial, realiza-se flexão de ombro a 90°, mantendo a extensão do cotovelo.

C) Fase excêntrica – A partir da fase final concêntrica, o ombro volta à posição inicial.

5) Elevação lateral - Bilateral

A) Posição inicial – Indivíduo em pé, joelhos semi-flexionados, braços ao longo do corpo, cotovelos em extensão, antebraço em posição neutra.

B) Fase concêntrica – A partir da posição inicial, realiza-se abdução de ombro a 90°, mantendo extensão total do cotovelo.

C) Fase excêntrica – A partir da fase final concêntrica, o ombro volta à posição inicial.

6) Bíceps – Bilateral

A) Posição inicial – O indivíduo em pé, joelhos semi-flexionados, membros superiores em posição anatômica, porém, com leve flexão de ombros.

B) Fase concêntrica- A partir da posição inicial, realiza-se flexão quase total do cotovelo.

C) Fase excêntrica – A partir da fase final concêntrica, volta à posição inicial.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)