

EFEITO DA POSIÇÃO DA ARTICULAÇÃO DO COTOVELO NO CONTROLE DE TORQUE DE SUPINAÇÃO DO ANTEBRAÇO EM JOVENS ADULTOS

KRÁS BORGES C¹, RODRIGUES AM², LOSS JF², PETERSEN RDS² E OLIVEIRA MA³

¹ Curso de Fisioterapia, Faculdade da Serra Gaúcha, Caxias do Sul, RS - Brasil

² Departamento de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, RS - Brasil

³ Department of Kinesiology, University of Maryland, College Park, MD - Estados Unidos

Correspondência para: Marcio Alves de Oliveira, Department of Kinesiology, University of Maryland, College Park, MD 20742 – Estados Unidos, e-mail: marcio@umd.edu

Recebido: 23/03/2007 - Revisado: 10/07/2007 - Aceito: 17/10/2007

RESUMO

Introdução: Inúmeros casos de patologias em antebraço e cotovelo reportados na literatura estão associados com tarefas que envolvem esforço e movimentos repetitivos do braço e mão. A posição do cotovelo é conhecida por afetar a produção de torque máximo de supinação do antebraço, assim como é um fator crítico na determinação de exercícios terapêuticos apropriados. No entanto, baseado no que se conhece, não existem evidências sobre os efeitos da posição do cotovelo em tarefas que requerem controle de níveis submáximos de torque. **Objetivo:** Este estudo investigou o efeito da posição do cotovelo na produção de torque isométrico máximo de supinação do antebraço e no controle constante e contínuo de torque em diferentes níveis submáximos de torque. **Métodos:** Dezesesseis jovens adultos ($24,7 \pm 2,2$ anos de idade) foram solicitados a realizar duas tarefas: produção de torque máximo em pinça lateral (polegar e indicador) e controle constante de torque em pinça lateral. Ambas as tarefas foram avaliadas em quatro posições do cotovelo (livre, 0°, 45° e 90° de flexão) e três níveis submáximos de produção de torque em pinça lateral (20%, 40% e 60%). Torque máximo, variabilidade, irregularidade e precisão da resposta motora foram usados como variáveis dependentes. **Resultados:** Maiores valores de torque foram encontrados quando a articulação do cotovelo não foi restringida. O controle de torque não foi influenciado pela posição da articulação do cotovelo. Maior variabilidade, irregularidade e menor precisão na resposta de torque foram registradas com o aumento progressivo dos níveis submáximos de torque. **Conclusão:** Os resultados sugerem que a posição do cotovelo não é um fator determinante para exercícios de reabilitação que incluam torque em supinação do antebraço.

Palavras-chave: torque; cotovelo; controle; supinação.

ABSTRACT

Effects of elbow joint position on forearm supination torque control among young adults

Background: Large numbers of cases of pathological conditions in the forearm and elbow that have been reported in the literature are associated with tasks involving effort and repetitive movements of the arms and hands. Elbow position is known to affect the production of maximum forearm supination torque, and is a critical factor in designing appropriate therapeutic exercises. However, to our knowledge, there are no data on the effects of elbow position on tasks requiring control over submaximal torque levels. **Objective:** This study investigated the effects of elbow position on the production of maximum isometric forearm supination torque, and on constant and continuous torque control at different submaximal torque levels. **Method:** Sixteen young adults (24.7 ± 2.2 years old) were asked to perform two tasks: production of maximum lateral pinch torque (thumb and index finger) and controlled lateral pinch constant torque. Both tasks were evaluated at four different elbow positions (free position, 0°, 45° and 90° of elbow flexion) and three submaximal levels of lateral pinch torque production (20%, 40% and 60%). Maximal torque, variability, irregularity and accuracy of the motor response were used as dependent variables. **Results:** Greater torque values were found when the elbow joint was not restricted. The torque control tasks were not affected by the elbow position. However, greater variability and irregularity and lower accuracy in torque response were recorded with progressively increased submaximal torque levels. **Conclusion:** The results suggest that elbow position is not a determining factor for rehabilitation exercises that include torque control, in relation to forearm supination.

Key words: torque; elbow; control; supination.

INTRODUÇÃO

Explicar como um sistema neuromecânico humano, dotado de tantos graus de liberdade, pode ser controlado pelo Sistema Nervoso Central (SNC) é um dos principais desafios da pesquisa na área de controle motor e com implicações críticas para a intervenção fisioterapêutica. O sucesso na realização de qualquer tarefa exige que o SNC controle muitas variáveis redundantes. Por exemplo, se se considerar o movimento de alcance e preensão manual para o giro de maçaneta de uma porta, diferentes graus de liberdade articular deverão ser controlados pelo SNC. Além disso, durante a preensão estática dos dedos na maçaneta, a mão humana permite um infinito número de combinações de ângulos articulares e de forças e momentos do contato dos dedos.

Este fenômeno pelo qual o SNC tem que lidar com mais possibilidades disponíveis no sistema do que as realmente necessárias para a execução da tarefa, tem sido classicamente denominado de redundância motora¹⁻³. Tarefas manipulativas têm sido particularmente investigadas para compreender esta característica inerente ao sistema neuromotor⁴⁻⁸. A mão, devido a sua singular estrutura mecânica, caracteriza-se como uma “conveniente” ferramenta para estudar o problema de redundância motora⁹. A mão é formada por conexões seriais das falanges, além de possuir paralelos alinhamentos dos dedos, características que criam, respectivamente, redundância cinética e cinemática^{8,10}. Igualmente, a conexão serial dos segmentos que constituem o membro superior caracteriza-se como fonte de redundância cinética e cinemática. Por exemplo, o diferente posicionamento articular do ombro e/ou do cotovelo pode determinar maior ou menor habilidade de um indivíduo na manipulação de um determinado objeto.

Na literatura, tem sido reportado que a produção de torque máximo de supinação do antebraço é influenciada pela posição do cotovelo e que a maior capacidade geradora de torque ocorre nas posições em que o cotovelo encontra-se em maiores ângulos de flexão, diminuindo à medida que o cotovelo estende-se¹¹⁻¹³. Embora o efeito na capacidade de produção de torque máximo de supinação esteja descrito na literatura, até a presente data não foram encontrados estudos que reportam os efeitos da posição do cotovelo no controle de níveis submáximos de torque. Atividades manipulativas de vida diária tais como abrir uma jarra ou fazer uso dos talheres à mesa requerem, eminentemente, produção de níveis submáximos de forças e torques, ao invés de níveis máximos

de força e torque. Além disso, durante sessões de reabilitação funcional de membros superiores níveis submáximos de forças rotacionais (torques) do antebraço e dedos da mão são, usualmente, requeridos durante a execução dos exercícios terapêuticos.

Este estudo objetivou investigar o efeito da posição do cotovelo na produção de torque isométrico máximo de supinação do antebraço, assim como na resposta de controle isométrico constante e contínuo de diferentes níveis submáximos de torque. As seguintes hipóteses foram testadas: a) a produção de torque máximo em pinça lateral seria maior quando a articulação do cotovelo estivesse posicionada em níveis intermediários de flexão (por volta de 45°); b) o desempenho da resposta de controle de torque em pinça lateral seria melhor em níveis intermediários de flexão (por volta de 45°); c) sabe-se que, em tarefas de pressão digital e preensão bi-digital, a resposta de controle de força é melhor quando as tarefas são realizadas em níveis médios de força (cerca de 40% da força voluntária máxima)¹⁴⁻¹⁶; nesse sentido, diferentes níveis submáximos de controle de torque foram também manipulados, na expectativa de que o desempenho no controle constante e contínuo de torque em pinça lateral fosse melhor à medida que níveis de torque fossem solicitados a 40% do torque máximo.

MATERIAIS E MÉTODOS

Dezesseis jovens adultos de ambos os sexos (9 homens e 7 mulheres), com idades entre 20 a 30 anos (24,7 ± 2,3 anos) participaram como sujeitos deste estudo. Todos os participantes foram classificados como destros conforme uso preferencial da mão para comer e escrever e não possuíam histórico de traumas ou neuropatia de membros superiores. Os dados antropométricos dos grupos estão detalhados na Tabela 1. O comprimento da mão foi medido da extremidade distal do dedo médio ao ponto referente ao osso semilunar do punho¹⁷. A largura da mão foi medida entre as articulações metacarpofalangeana dos dedos indicador e mínimo¹⁷. Todos os participantes consentiram em participar do estudo e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo comitê de ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul - processo número 2005-509.

Duas tarefas de torque isométrico (TQ) de supinação em pinça lateral (realizada entre a polpa digital do polegar e a face látero-radial da segunda falange do indicador) foram

Tabela 1. Idade, massa corporal, altura, comprimento e largura da mão dos sujeitos. Valores médios do grupo e respectivos desvios-padrão.

	Idade (anos)	Massa (kg)	Altura (cm)	Comp. mão (cm)	Larg. mão (cm)
Homens (n= 9)	24,4 ± 1,8	77,3 ± 11,3	173 ± 7	18,6 ± 0,8	8,2 ± 0,2
Mulheres (n= 7)	25,1 ± 2,8	60,0 ± 7,2	167 ± 7	17,7 ± 0,5	7,3 ± 0,5

avaliadas com um transdutor de torque customizado^{4,18,19}. Os sujeitos foram solicitados a realizar duas tarefas isométricas: torque voluntário máximo em pinça lateral (TQ_{MAX}) e torque constante e contínuo em pinça lateral (TQ_{CONST}). O movimento de pinça lateral (polegar e indicador) foi utilizado devido ao fato de que muitas das atividades manipulativas diárias envolvem o controle independente dos dedos da mão, em especial dos dedos polegar e indicador. Todos os sujeitos foram solicitados a manter, durante 15 segundos, torque isométrico constante e contínuo em três níveis submáximos de torque máximo (20% , 40% e 60%). Os níveis submáximos de torque foram mostrados na tela de um osciloscópio, utilizado como *feedback* visual *on-line*, onde uma linha fixa horizontal indicou o torque alvo e outra linha móvel horizontal representou o torque produzido pelo sujeito. Ambas as tarefas foram realizadas em ângulos distintos da articulação do cotovelo (0°, 45° e 90° de flexão) e em uma posição livre. A posição livre foi incluída no protocolo para que uma condição experimental, sem restrições do ângulo do cotovelo, fosse usada como referência. Com exceção da posição livre, o membro superior foi mecanicamente restringido com calhas rígidas de alturas ajustáveis que limitaram a articulação do cotovelo aos ângulos pré-estabelecidos. Fitas do tipo Velcro® foram utilizadas para a fixação do membro superior ao longo da calha, mantendo a estabilidade das demais articulações do membro superior. Os ângulos pré-estabelecidos foram referidos usando um goniômetro. Em todas as posições, o ombro foi posicionado a aproximadamente 80° de abdução no plano da escápula e rotação interna de aproximadamente 20°, pronação da articulação rádio-ulnar em aproximadamente 80° e punho em extensão de aproximadamente 20°. O plano escapular foi definido como sendo o plano orientado 30° anteriormente ao plano frontal (Figura 1). Cada uma das tentativas iniciou com o sinal de “pronto”, e o sujeito foi instruído a sobrepor a linha móvel à linha alvo fixada em cada nível relativo de torque máximo. As posições testadas e os níveis submáximos de torque foram apresentados aleatoriamente aos sujeitos.

O sinal de resposta do transdutor foi amplificado por um condicionador de sinais (ENTRAN MSC6), convertido por uma placa A/D (Dataq Instruments, Inc. Akron, USA) e amostrado a 500Hz. Os dados foram adquiridos em computador modelo PC (Pentium 200). Os sinais adquiridos foram suavizados (filtro-Butterworth passa baixa de segunda ordem) com frequência de corte de 25Hz^{4,19}. Durante a tarefa TQ_{MAX} , o pico de torque produzido foi selecionado como máximo. Na tarefa de TQ_{CONST} , os cinco segundos iniciais de cada tentativa foram retirados a fim de excluir o período inicial de ajuste do torque ao *feedback* visual. Média, desvio-padrão (DP), entropia aproximada (EnAp)²⁰ e erro RMS (RMSe) foram computados como variáveis dependentes ao longo dos 10 segundos restantes. Os dados foram processados em Matlab® (Matlab 5.3, MathWorks, Inc.) em programas redigidos especificamente para este estudo. O valor da EnAp^{m,r} foi calculado usando um comprimento do período $m=2$ e um filtro com largura de $r=0,2*DP$.

Verificada a normalidade dos dados, estatística descritiva padrão e ANOVA para medidas repetidas foram usadas, tendo como fatores POSIÇÃO [4 níveis: livre, 0°, 45°, 90°] e NIVEIS DE TORQUE [3 níveis: 20%; 40%; 60%]. Testes *post hoc* (Tukey) foram calculados para identificar as diferenças entre os fatores. Testes de esfericidade dos dados foram realizados e, para os casos em que níveis significativos foram encontrados, devida correção foi efetuada. Testes de contrastes foram reportados na descrição dos resultados para os fatores cujo efeito foi revelado. Níveis de significância $p < 0,05$ foram adotados.

RESULTADOS

Em geral, os resultados mostraram que não houve efeito dos ângulos do cotovelo na resposta de controle de torque em níveis submáximos. No entanto, quando solicitado aos participantes para realizarem a tarefa TQ_{MAX} , valores significativamente mais altos de torque máximo foram encontrados na posição livre ($1,0 \text{ Nm} \pm 0,3$) comparados com

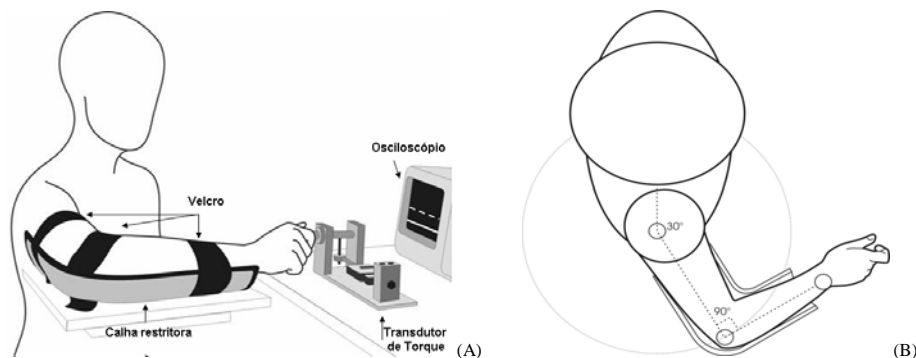


Figura 1. (A) Situação experimental mostrando a tarefa de torque em pinça lateral e a restrição mecânica (calha) em uma das condições do cotovelo flexionado a 90°. (B) Vista superior da posição das articulações do ombro e cotovelo durante a realização das tarefas TQ_{MAX} e TQ_{CONST} .

as posições de extensão (0,8 Nm ± 0,3), flexão de 45° (0,9 Nm ± 0,3) e flexão de 90° (0,9 Nm ± 0,3). Esses resultados foram confirmados pela ANOVA que mostrou efeito do fator posição para o TQ_{MAX} [Wilks' Lambda 0,196 F(3,13)= 17,743; p< 0,001] e cujo teste revelou diferença entre a posição livre comparada às demais posições (p< 0,05).

Em relação à média de torque produzido em cada uma das posições testadas na tarefa TQ_{CONST}, confirmou-se que os níveis submáximos requeridos de torque foram distintamente realizados pelos sujeitos (Figura 2A). A ANOVA revelou efeito somente para o fator níveis de torque [Wilks' Lambda 0,089 F(3,13)= 11,161; p< 0,001] e não revelou efeito para o fator posição. Nenhuma interação entre os fatores foi identificada. O teste de contraste realizado mostrou uma tendência significativa do tipo linear (p< 0,001), isto é, a média de torque produzido aumentou à medida que níveis submáximos mais altos de torque foram requeridos. Diferenças foram encontradas na comparação entre todos os níveis (p< 0,05).

A precisão da resposta motora foi medida por meio do Erro RMS. O erro aumentou à medida que níveis submáximos mais altos de torque foram exigidos (Figura 2B). Os resultados da ANOVA não revelaram efeito para o fator posição articular; porém, mostraram efeito para o fator níveis submáximos de percentual de torque [Wilks' Lambda 0,402; F(2,14)= 10,412; p< 0,002]. Nenhuma interação entre os fatores foi verificada. O teste de contraste mostrou uma tendência significativa do tipo linear (p< 0,001), confirmando a relação entre as variáveis. Testes *post hoc* (Tukey) evidenciaram diferenças significativas no controle de torque

na posição em extensão do cotovelo entre os níveis 20% e 60% (p< 0,001) e na posição de flexão de 90° de cotovelo entre os níveis 20% e 60% (p< 0,001) e entre os níveis 40% e 60% (p< 0,027). Na posição livre e na posição de 45° de flexão nenhuma diferença foi encontrada.

A variabilidade na resposta de controle de torque, medida por meio do desvio-padrão da fase contínua e constante da tarefa de TQ_{CONST}, não diferiu entre as posições testadas. No entanto, quando os participantes foram solicitados a realizar níveis submáximos distintos do torque máximo, a variabilidade aumentou nos níveis mais altos de controle de torque, conforme mostrado na Figura 2C. Esses achados foram confirmados pela ANOVA que revelou efeito somente para o fator níveis de torque [Wilks' Lambda 0,183 F(2,9)= 20,026; p< 0,001]. Nenhuma interação entre os fatores foi encontrada. O teste de contraste mostrou uma tendência significativa do tipo linear (p< 0,001), significando que, à medida que o nível relativo de torque aumentou, a variabilidade no controle de torque aumentou linearmente. Testes *post hoc* (Tukey) indicaram diferença na variabilidade do controle de torque na posição livre e em extensão de cotovelo entre os níveis de 20% e 60% (p< 0,001); na posição de 45° entre os níveis de 20% e 40% (p< 0,029), entre os níveis 20% e 60% (p< 0,001) e entre os níveis 40% e 60% (p< 0,013). Quando o cotovelo foi posicionado a 90° de flexão, diferenças significativas foram encontradas entre os níveis 20% e 60% (p< 0,001) e entre os níveis 40% e 60% (p< 0,001).

Os resultados da irregularidade da resposta motora, medida por meio do cálculo da EnAp, indicaram que o controle

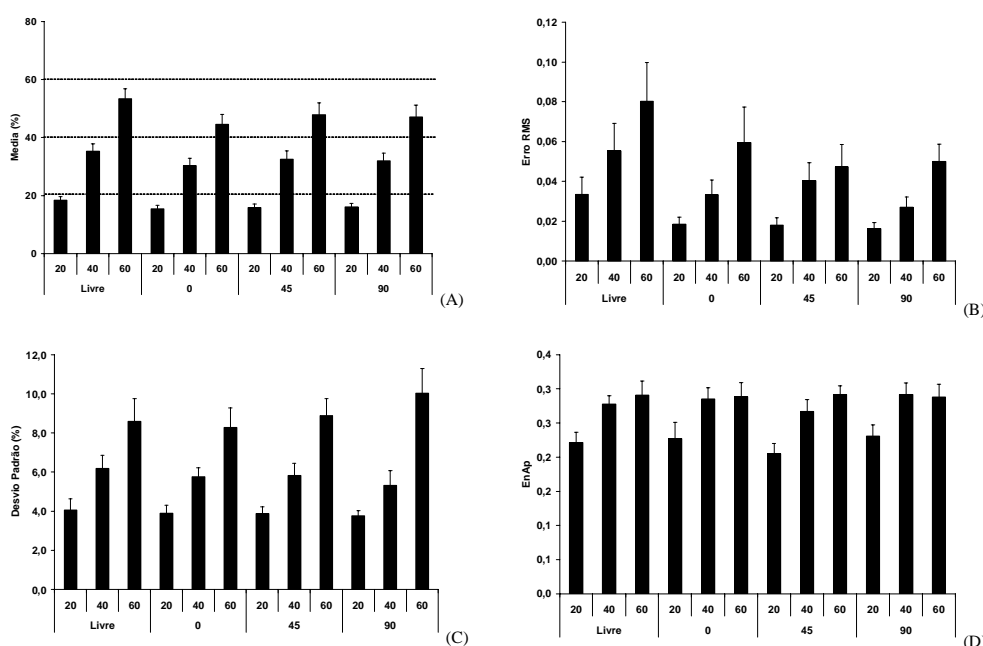


Figura 2. Torque médio (A), erro RMS (B), desvio-padrão (C) e entropia aproximada (D) durante a realização da tarefa de TQ_{CONST} em função dos níveis submáximos de torque (20%, 40% e 60%) e posições do cotovelo (livre, 0°, 45° e 90°). Valores médios do grupo estão mostrados com respectivas barras de erro-padrão.

de torque tornou-se mais irregular à medida que os níveis submáximos mais altos de torque foram solicitados. Esses resultados foram suportados pela ANOVA que não mostrou efeito para a posição articular, todavia, apresentaram efeito para o fator níveis submáximos de torque [Wilks' Lambda 0,385 $F(2,14)= 11,204$; $p < 0,001$]. O teste de contraste também mostrou uma tendência significativa do tipo linear ($p < 0,001$) para essa variável, ou seja, à medida que o percentual de torque aumentou, a irregularidade no controle de torque aumentou linearmente. Testes *post hoc* (Tukey) mostraram que irregularidade diferiu no controle de torque na posição livre entre os níveis 20% e 40% ($p < 0,047$) e também entre os níveis 20% e 60% ($p < 0,011$). Na posição de extensão do cotovelo, diferenças foram encontradas entre os níveis 20 e 40% ($p < 0,041$) e entre os níveis 20% e 60% ($p < 0,037$); na posição de 45° de flexão, entre os níveis 20% e 40% ($p < 0,017$) e entre os níveis 20% e 60% ($p < 0,001$). Na posição de flexão a 90° do cotovelo, foram encontradas diferenças entre os níveis 20% e 40% ($p < 0,041$) e entre os níveis 20% e 60% ($p < 0,05$) conforme mostra Figura 2D.

DISCUSSÃO

Este estudo analisou o efeito da posição da articulação do cotovelo na resposta máxima e de controle de torque isométrico de supinação. Os resultados, em geral, mostraram que a resposta de controle de torque não foi influenciada pela posição da articulação do cotovelo, ao passo que maior variabilidade, maior irregularidade e menor precisão foram registradas com o progressivo aumento nos níveis de torque na resposta de controle motor para a tarefa estudada. Além disso, a maior produção de torque ocorreu na posição preferida pelos sujeitos, quando a articulação do cotovelo não estava restringida a ângulos articulares pré-estabelecidos experimentalmente.

A maior produção de torque verificada para a posição livre pode ser explicada em função das propriedades neuromecânicas dos músculos do cotovelo e antebraço envolvidos na tarefa. O torque solicitado aos sujeitos foi um torque isométrico de supinação em pinça lateral, cuja ação, mesmo que isométrica, envolveu músculos que cruzam a articulação do cotovelo tais como o bíceps braquial, o braquiorradial e o supinador. Bechtel e Caldwell¹¹ reportaram valores mais altos de torque de supinação quando o cotovelo esteve flexionado a 90° e uma diminuição gradual de torque com a extensão do cotovelo¹¹. Efeitos significativos dos ângulos do cotovelo na produção de torque máximo têm sido também reportados quando o antebraço está posicionado a 75° de pronação e o cotovelo flexionado em 135°¹³. Além disso, tem sido registrado que o pico de torque na supinação ocorre na posição em que o cotovelo está flexionado a 85° diminuindo em até 48% à medida que o cotovelo foi posicionado a 45° de flexão²¹.

Ainda que os estudos citados difiram quanto à relação entre torque máximo e o ângulo do cotovelo e antebraço, os mesmos convergem ao fato de que uma maior capacidade geradora de torque ocorre nas posições em que o cotovelo encontra-se em maiores ângulos de flexão, ou seja, acima de 80°. Além disso, os estudos anteriores concordam que essa capacidade diminui à medida que o cotovelo estende-se. No presente estudo, resultados distintos foram encontrados. O ângulo do cotovelo também foi testado em 0° (ou extensão total), 45° e 90° de flexão; todavia, nenhuma diferença foi encontrada entre as posições testadas. É possível que as calhas utilizadas para a restrição da articulação do cotovelo nos ângulos pré-estabelecidos tenham limitado, parcial e mecanicamente, a ação da musculatura agonista. Estratégias neuromusculares vivenciadas anteriormente pelos sujeitos investigados podem ter resultado em uma maior capacidade de produção de torque nessa posição.

Ainda que neste estudo a ação flexora do bíceps braquial sobre a articulação do cotovelo não tenha sido diretamente avaliada, destaca-se o papel desse músculo na supinação isométrica do antebraço durante a execução da tarefa testada (TQ_{MAX}). O bíceps braquial, por ser um músculo biarticular, é responsável pela transmissão de potência ou energia através da articulação do cotovelo e por posicionar o membro superior. No que diz respeito à capacidade de produção de torque de flexores e extensores do cotovelo, sabe-se que a capacidade isométrica de músculos que cruzam a articulação do cotovelo depende tanto das diferenças arquitetônicas (principalmente a área de secção transversal fisiológica e o comprimento ótimo dos fascículos musculares) quanto do braço de momento (distância entre a linha de ação do músculo e o centro de rotação articular) dos músculos envolvidos na ação²². Sabendo-se que a magnitude de torque resulta do produto entre a força de um músculo ou de um grupo de agonistas pelo seu braço de momento, inferências podem ser feitas a respeito da relação força-comprimento dos músculos por meio da relação torque-ângulo. Tem sido estabelecido que, para os flexores do cotovelo, o braço de momento é maior em uma posição intermediária, isto é, articulação do cotovelo em cerca de 90° de flexão^{21,23}, acima de 80° de flexão, e por volta de 100° de flexão^{24,25} e menor na extensão total e flexão total²³. Como o braço de momento para a maioria dos músculos muda ao longo de sua amplitude de movimento, o torque muscular é frequentemente máximo em uma posição intermediária do cotovelo²³. Mesmo havendo divergência entre os resultados do presente estudo e dos estudos anteriores, parece que ângulos de flexão maiores que 45° oferecem à musculatura maior capacidade geradora de torque em flexão assim como em supinação.

Além do torque máximo, a resposta motora durante a tarefa de torque isométrico, contínuo e constante foi avaliada em função de diferentes posições articulares e níveis submáximos de torque. Os resultados não mostraram efeito

da posição articular do cotovelo sobre a resposta de controle de torque. No entanto, quando os participantes foram solicitados a controlar o torque em níveis submáximos distintos, maior variabilidade da resposta motora foi observada. Esses resultados convergem com achados de estudos anteriores para tarefas de controle de força de pressão digital²⁶, preensão bidigital em pinça¹⁴ e torque em pinça lateral^{4,19}.

O presente estudo examinou, também, a estrutura da variabilidade da resposta de torque no domínio do tempo. Essa análise foi feita por meio da regularidade do sinal de torque (EnAp) e avaliou a previsibilidade da resposta do sistema ao longo do tempo²⁰. Essa análise oferece informações sobre a capacidade do sistema sensorio-motor de ajustar-se e de explorar as possibilidades de controle do sistema motor^{27,28}. Os resultados do presente estudo demonstraram efeito da irregularidade nos níveis submáximos de torque avaliados e convergem com os resultados encontrados em estudos anteriores^{18,26,28,29}. Aumento da irregularidade tem sido observado até um ponto máximo (40%), quando um declínio é observado a menores valores de entropia aproximada. Neste estudo, diferenças foram constatadas entre os níveis 20% e 40% e 20% e 60%, o que significa que à medida que níveis maiores de torque foram exigidos, uma maior flexibilidade do sistema foi necessária, até certo nível, quando então a irregularidade parece ter-se estabilizado.

A precisão da resposta motora sofreu efeito dos níveis de torque, evidenciando que o erro para atingir a meta da tarefa aumentou à medida que níveis submáximos mais altos de torque foram exigidos. Estes achados convergem com estudos anteriores^{26,30}, os quais também relataram menor precisão em níveis maiores de força. O erro RMS, usado como medida de precisão, indicou a dificuldade do sujeito em atingir o alvo; neste caso, em atingir o nível relativo de torque solicitado e mantê-lo de forma constante e contínua. Ainda que não tenha sido encontrado efeito da posição do cotovelo sobre a resposta de controle de torque, observou-se uma tendência para maiores valores para essa variável na posição livre em todos os níveis submáximos de torque quando comparada com as demais posições. É possível que a calha utilizada para restringir a angulação do cotovelo tenha cumprido um papel estabilizador do torque gravitacional gerado pela massa do segmento quando se compara com a posição livre em que o membro permaneceu suspenso pelo sujeito durante a execução da tarefa.

Embora o registro cinemático da tarefa investigada não tenha sido realizado durante a coleta, baseado na observação qualitativa da posição livre adotada pelos participantes, verificou-se que, em geral, os sujeitos adotaram aproximadamente 45° de flexão do cotovelo.

CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo permitiram as seguintes conclusões: a) a capacidade máxima de produção de torque

de supinação do antebraço está mais relacionada às estratégias neuromusculares adotadas pelos sujeitos do que ao posicionamento mecânico da articulação do cotovelo; b) a posição da articulação do cotovelo não interfere no controle de torque de supinação do antebraço; c) maiores níveis de torque de supinação do antebraço demandam ajustes neuromotores mais complexos no sistema sensorio-motor.

Uma das limitações do presente estudo foi a possível interferência do dispositivo mecânico utilizado (a calha) na execução das tarefas. O uso de cinemetria permitiria a mensuração de parâmetros cinemáticos com maior precisão e sem interferências na execução da tarefa motora em si. Não obstante, os resultados reportados neste estudo possuem implicações fisioterapêuticas e ergonômicas que não podem ser ignoradas. Em geral, tais achados sugerem que, na reabilitação de movimentos de antebraço, variações do ângulo da articulação do cotovelo não possuem implicações clínicas diretas para tarefas em que a precisão da resposta motora seja a meta. No entanto, a posição do cotovelo é crítica para tarefas cotidianas em que torques máximos sejam requeridos. Além disso, destaca-se que os resultados reportados neste estudo fornecem informações relevantes à elaboração de modelos ergonômicos que considerem forças e torques máximos e submáximos do cotovelo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bernstein NA. The co-ordination and regulation of movements. Oxford: Pergamon Press; 1967.
2. Latash ML, Scholz JP, Schoner G. Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control*. 2007;11(3):276-308.
3. Turvey MT. Coordination. *Am Psychol*. 1990;45(8):938-53.
4. Oliveira MA, Shim JK, Loss JF, Petersen RD, Clark JE. Effect of kinetic redundancy on hand digit control in children with DCD. *Neurosci Lett*. 2006;410(1):42-6.
5. Shim JK, Latash ML, Zatsiorsky VM. The human central nervous system needs time to organize task-specific covariation of finger forces. *Neurosci Lett*. 2003;353(1):72-4.
6. Shim JK, Latash ML, Zatsiorsky VM. Finger coordination during moment production on a mechanically fixed object. *Exp Brain Res*. 2004;157(4):457-67.
7. Shim JK, Latash ML, Zatsiorsky VM. Prehension synergies in three dimensions. *J Neurophysiol*. 2005;93(2):766-76.
8. Zatsiorsky VM, Gregory RW, Latash ML. Force and torque production in static multifinger prehension: biomechanics and control. II. *Control Biol Cybern*. 2002;87(1):40-9.
9. Shim JK, Latash ML, Zatsiorsky VM. Prehension synergies: trial-to-trial variability and principle of superposition during static prehension in three dimensions. *J Neurophysiol*. 2005;93(6):3649-58.
10. Shim JK, Oliveira MA, Hsu J, Huang J, Park J, Clark JE. Hand digit control in children: age-related changes in hand digit force interactions during maximum flexion and extension force production tasks. *Exp Brain Res*. 2006;176(2):374-86.

11. Bechtel R, Caldwell GE. The influence of task and angle on torque production and muscle activity at the elbow. *J Electromiogr Kinesiol.* 1994;4:195-204.
12. Murray WM, Delp SL, Buchanan TS. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomech.* 1995;28(5):513-25.
13. O'Sullivan LW, Gallwey TJ. Upper-limb surface electromyography at maximum supination and pronation torques: the effect of elbow and forearm angle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(4):275-85.
14. Deutsch KM, Newell KM. Children's coordination of force output in a pinch grip task. *Dev Psychobiol.* 2002;41(3):253-64.
15. Deutsch KM, Newell KM. Deterministic and stochastic processes in children's isometric force variability. *Dev Psychobiol.* 2003;43(4):335-45.
16. Slifkin AB, Newell KM. Noise, information transmission, and force variability. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 1999;25(3):837-51.
17. Snyder RG, Schneider LW, Owings C, Reynolds HM, Golomb DH, Schork MA. Anthropometry of infants, children and youths to age 18 for product safety design. 1ª ed. Michigan: Highway Safety Research Institute the University of Michigan; 1977.
18. Oliveira MA, Azevedo CF, Loss JF, Petersen RDS. Variabilidade e regularidade no controle de força de tarefas manipulativas. *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica.* 2003;1:58-61.
19. Oliveira MA, Loss JF, Petersen RD. Controle de força e torque isométrico em crianças com DCD. *Rev Bras Educ Fís Esp.* 2005;19:89-103.
20. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci USA.* 1991;88(6):2297-301.
21. Murray WM, Delp SL, Buchanan TS. Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomech.* 1995;28(5):513-25.
22. Murray WM, Buchanan TS, Delp SL. The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. *J Biomech.* 2000;33(8):943-52.
23. Enoka RM. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo: Manole; 2000.
24. Prodoehl J, Gottlieb GL, Corcos DM. The neural control of single degree-of-freedom elbow movements. Effect of starting joint position. *Exp Brain Res.* 2003;153(1):7-15.
25. Uchiyama T, Bessho T, Akazawa K. Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial neural network technique. *J Biomech.* 1998;31(6):545-54.
26. Deutsch KM, Newell KM. Age differences in noise and variability of isometric force production. *J Exp Child Psychol.* 2001;80(4):392-408.
27. Slifkin AB, Newell KM. Noise, information transmission, and force variability. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 1999;25(3):837-51.
28. Slifkin AB, Newell KM. Variability and noise in continuous force production. *J Mot Behav.* 2000;32(2):141-50.
29. Slifkin AB, Newell KM. Noise, information transmission, and force variability. *J Exp Psychol Hum Percept Perform.* 1999;25(3):837-51.
30. Slifkin AB, Vaillancourt DE, Newell KM. Intermittency in the control of continuous force production. *J Neurophysiol.* 2000;84(4):1708-18.