

**Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
Escola de Educação Física  
Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano**

**EFEITOS DA ALTERAÇÃO DO COMPRIMENTO MUSCULAR  
NA PRODUÇÃO DE TORQUE MÁXIMO E INTERAÇÃO  
SINÉRGICA DOS DEDOS DA MÃO**

*Ana Melissa Rodrigues*

*Porto Alegre  
2009*

**Universidade Federal do Rio Grande do Sul  
Escola de Educação Física  
Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano**

**EFEITOS DA ALTERAÇÃO DO COMPRIMENTO MUSCULAR  
NA PRODUÇÃO DE TORQUE MÁXIMO E INTERAÇÃO  
SINÉRGICA DOS DEDOS DA MÃO**

*Dissertação de mestrado  
apresentada ao programa de  
Pós-graduação em Ciências  
do Movimento Humano da  
ESEF – UFRGS, como  
requisito parcial para obtenção  
do título de mestre.*

*Ana Melissa Rodrigues*

**Orientador:** *Prof. Dr. Ricardo Demétrio de Souza Petersen*

*Porto Alegre  
2009*

### CATALOGAÇÃO NA FONTE

R696e Rodrigues, Ana Melissa.

Efeitos da alteração do comprimento muscular na produção de torque máximo e interação sinérgica dos dedos das mãos. / Ana Melissa Rodrigues. / Porto Alegre: UFRGS, 2009.

66 f., il., tab.

Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física. Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, RS, 2009.

1. Cinética. 2. Articulação dos dedos. 3. Torque. I. Título. II. Petersen, Ricardo Demétrio de Souza, orientador.

CDU: 796.012

Ficha catalográfica elaborada por Ivone Job, CRB-10/624

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus primeiramente por me dar a oportunidade da vida e proporcionar conhecer pessoas especiais e que hoje se tornaram grandes amigos. Em especial a Cristiane Krás Borges, um laço de amizade que se fortificou durante o processo.

Ao meu amado Márcio, que talvez tenha sido o precursor desta minha realização. Obrigada por confiar e acreditar em meus sonhos, mesmo me conhecendo tão pouco, podendo então proporcionar o início de uma grande amizade sem explicação terrena.

À minha família que sempre me apoiou e incentivou minha profunda gratidão e que eu possa retribuir o amor que a todo o momento eu recebi. Espero que cada um de vocês saiba o quanto nossos laços se fortaleceram por terem me acompanhado nessa caminhada, ainda que à distância.

Querido professor Ricardo Demétrio de Souza Petersen por me proporcionar a oportunidade da realização do mestrado, acreditando na construção deste trabalho. Talvez você não saiba o quanto sua escolha quanto ao meu ingresso neste mestrado foi importante para minha realização pessoal.

Aos meus amigos e colegas do LAPEX que me ensinaram a crescer profissionalmente e pessoalmente. E aos meus amigos de outras instâncias que, apesar da ausência sempre estiveram por perto em minhas lembranças.

Aos meus alunos e pacientes, por quem também vim buscar por algo mais, com a certeza de que passarei adiante o conhecimento adquirido nesta caminhada.

À coordenação, direção, professores e funcionários do programa de pós-graduação da ESEF/LAPEX pelo apoio e atenção para realização deste projeto.

Aos membros da banca examinadora, pela atenção dispensada na avaliação deste trabalho.

## RESUMO

### EFEITOS DA ALTERAÇÃO DO COMPRIMENTO MUSCULAR NA PRODUÇÃO DE TORQUE MÁXIMO E INTERAÇÃO SINÉRGICA DOS DEDOS DA MÃO

Vários estudos têm investigado a redundância cinética dos dedos da mão por meio da análise da interdependência e interação sinérgica entre os dedos da mão durante a produção de força máxima dos dedos e controle de força dos múltiplos-dedos. No entanto, pouco se sabe sobre como as mudanças no comprimento muscular dos dedos da mão poderia afetar a produção de torque máximo, assim como a interação sinérgica entre os dedos da mão. Este estudo variou o ângulo da articulação metacarpofalangeana para investigar os efeitos do comprimento muscular sobre: a) produção de torque máximo dos dedos; b) dependência dos dedos; e, c) interação de torque dos dedos. Onze adultos jovens ( $23,09 \pm 2,63$  anos) foram convidados a produzir torque isométrico máximo em flexão, com o dedo individualmente em um período de 3-s. O torque do dedo instruído e dedos não instruídos foram registrados em sete diferentes posições da articulação metacarpofalangeana ( $-15^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  e  $75^\circ$ ). Os participantes também foram convidados a produzir torque isométrico constante, com o dedo individualmente (I, M, A e Mn) durante 12 segundos. Os resultados mostraram que a alteração no comprimento muscular proporciona efeito na capacidade dos dedos de produzir torque independente. Maior independência dos dedos (ou seja, diminuição do torque *enslaving*) foi encontrada em menores comprimentos musculares. Nenhum efeito do comprimento muscular foi encontrado para a tarefa de controle de torque isométrico constante.

Palavras chave: comprimento muscular, independência dos dedos, interação sinérgica

## **ABSTRACT**

### **EFFECTS OF MUSCLE LENGTH ON MAXIMUM TORQUE PRODUCTION AND SYNERGIC INTERACTIONS OF HAND FINGERS**

Several studies have investigated kinetic redundancy of the hand by examining finger dependency and the synergic interactions among the hand fingers during maximum finger force production and multi-fingers force/torque control. However, little is known about how changes in the fingers' muscle length would affect the maximum torque production as well as the synergic interaction among the fingers of the hand. This study manipulated the angle of the metacarpophalangeal joint in order to investigate the effects of muscle length on: a) maximum finger torque production; b) finger dependency; and, c) finger torque interactions. Eleven young adults ( $23.09 \pm 2.63$  years) were asked to produce maximum flexion isometric torque with one finger at a time over a 3-s period. The torque of both the instructed finger and non-instructed fingers were recorded over seven different metacarpophalangeal joints positions ( $-15^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  and  $75^\circ$ ). Participants were also asked to produce a constant isometric torque with one finger at a time (I, M, R e L) over 12 seconds. The results showed that changes in muscle length impacted the fingers' ability to produce torque independently. Higher finger independency (i.e., decreased torque enslaving) was found for the decreased muscle lengths. No effect of muscle length was found for the constant isometric torque control task.

Keywords: muscle length, finger independency, synergic interactions

## SUMÁRIO

### LISTA DE ABREVIATURAS

### LISTA DE FIGURAS E TABELAS

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	11
<b>2. OBJETIVOS</b>	16
2.1 - Objetivo Geral	16
2.2 - Objetivos Específicos	16
<b>3. REVISÃO DE LITERATURA</b>	18
3.1 - Redundância Motora	18
3.1.1 - Interdependência dos dedos da mão	21
3.1.2 - Interação dos dedos da mão	23
3.2 - Propriedades Neuromecânicas	26
<b>4. MATERIAS E MÉTODOS</b>	31
4.1 - Questões da pesquisa	31
4.2 - Hipóteses	31
4.3 - Procedimentos metodológicos	32
4.3.1 - Caracterização da pesquisa	32
4.3.2 - Definição operacional das variáveis	33
4.3.4 - Instrumentos e aquisição dos dados	35
4.3.5 - Protocolo	37
4.3.6 - Análise dos dados	39
4.4 - Análise Estatística	41
<b>5. RESULTADOS</b>	42
5.1 - Produção de torque máximo	42
5.2 - Controle de torque isométrico constante e contínuo	45
<b>6. DISCUSSÃO</b>	47
6.1 - Produção de torque máximo	48
6.2 - Controle de torque isométrico constante e contínuo	51
<b>7. CONSIDERAÇÕES FINAIS</b>	56
<b>8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	58
<b>ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO</b>	63
<b>ANEXO 2 - RESULTADOS DAS ANÁLISES DE NORMALIDADE</b>	64



## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>SNC</b>	Sistema Nervoso Central
<b>GL</b>	Graus de Liberdade
<b>MCF</b>	Metacarpofalangeana
<b>F-C</b>	Força-Comprimento
<b>T-A</b>	Torque-Ângulo
<b>FE</b>	Força <i>Enslaving</i>
<b>TE</b>	Torque <i>Enslaving</i>
<b>I</b>	Indicador
<b>M</b>	Médio
<b>A</b>	Anelar
<b>Mn</b>	Mínimo
<b>F<sub>MAX</sub></b>	Produção de força máxima
<b>F<sub>CONST</sub></b>	Controle de força isométrica constante e contínua
<b>TQ<sub>MAX</sub></b>	Produção de torque máximo
<b>TQ<sub>CONST</sub></b>	Controle de torque isométrico constante e contínuo
<b>CV</b>	Coeficiente de variação
<b>DP</b>	Desvio Padrão
<b>eRMS</b>	Erro <i>Root Mean Square</i>
<b>m</b>	Metros
<b>kg</b>	Kilograma
<b>η<sup>2</sup></b>	Eta quadrado
<b>d<sup>⊥</sup></b>	Distância perpendicular

## LISTA DE FIGURAS E TABELAS

<b>Figura 1</b>	Instrumento utilizado para aquisição dos dados.	34
<b>Figura 2</b>	Ilustração do posicionamento do sujeito.	35
<b>Figura 3</b>	Sistema de feedback visual provido do monitor do computador durante a tarefa $TQ_{CONST}$ em um nível relativo de 20% da força máxima do sujeito. Foi mostrado no monitor do computador, o nível relativo de força (linha tracejada) e a força constante do dedo (linha contínua).	39
<b>Figura 4</b>	Valores médios do torque máximo dos dedos (I, M, A e Mn) e respectivos erros-padrões em função de cada ângulo articular investigado na tarefa de $TQ_{MAX}$ .	41
<b>Figura 5</b>	Valores médios do torque <i>enslaving</i> total dos dedos (I, M, A e Mn) e respectivos erros-padrões em função de cada ângulo articular investigado na tarefa de $TQ_{MAX}$ . (*) indica diferença no dedo Mínimo entre os ângulos articulares -15 e 75 graus ( $p = 0,05$ ). As posições articulares do eixo horizontal (x) se referem a valores angulares (menor ângulo é determinante de maiores comprimentos muscular e o maior ângulo de menores comprimentos da musculatura flexora dos dedos da mão).	42
<b>Figura 6</b>	Valores médios da variabilidade dos dedos (I, M, A e Mn) e respectivos erros-padrões em função de cada ângulo articular investigado na tarefa de $TQ_{CONST}$ .	43
<b>Figura 7</b>	Valores médios do eRMS dos dedos (I, M, A e Mn) e respectivos erros-padrões em função de cada ângulo articular investigado na tarefa de $TQ_{CONST}$ .	44
<b>Tabela 1</b>	Caracterização dos sujeitos do estudo incluindo idade (anos), massa corporal (kg) e comprimento dos dedos Indicador, Médio, Anelar e Mínimo (m).	33

## 1. INTRODUÇÃO

Explicar como um sistema neuromecânico humano, dotado de tantos graus de liberdade, pode ser controlado pelo Sistema Nervoso Central (SNC) é um dos desafios da pesquisa na área de controle motor. Se considerarmos a tarefa de segurar um copo de água com a ponta dos dedos da mão, como exemplo, o SNC precisa controlar as forças e momentos dos dígitos em contato com a superfície do copo. No entanto, nós não precisamos usar todos os dedos para segurar o copo de água. Podemos utilizar diferentes combinações dos dedos em oposição com o polegar, o que oferece um infinito número de soluções para realizar esta tarefa motora. O problema para o qual o SNC precisa encontrar soluções possíveis para uma tarefa em um sistema redundante tem sido referido na literatura como redundância motora (Bernstein, 1960; Turvey, 1990).

Nos últimos anos, diferentes abordagens experimentais têm sido utilizadas pelos pesquisadores com o intuito de compreender esta característica inerente ao sistema neuromotor (Oliveira et al., 2006; Shim et al., 2007; Zatsiorsky et al., 2002b). Estudos de habilidades manipulativas têm chamado especial interesse dos investigadores porque a mão é, possivelmente, um dos segmentos corporais de maior redundância motora no corpo humano. A mão humana, com suas características anatômicas e funcionais,

possui conexões seriais das falanges e paralelas dos dedos as quais permitem a análise de diferentes níveis de redundância cinemática e cinética, respectivamente. Pesquisadores têm investigado redundância cinética através da interdependência e a interação sinérgica dos dedos da mão em tarefas que requerem a produção e controle isométrico de forças e momentos dos dígitos, tais como tarefas de pressão, preensão e torques digitais (Oliveira et al., 2006; Shim et al., 2004; Zatsiorsky et al., 2002a).

Embora a ação independente dos dedos da mão seja desejável para o desempenho e precisão de tarefas manipulativas (exemplo: tocar piano), tem sido documentado na literatura que seres humanos são incapazes de mover os dedos de forma totalmente independente (Li et al., 1998; Shim et al., 2004; Shinohara et al., 2003). Estudos envolvendo a produção de força isométrica máxima têm reportado, por exemplo, níveis de interdependência entre os dedos da mão (Li et al., 1998; Shinohara et al., 2003; Zatsiorsky et al., 1998). Em geral, a interdependência dos dedos da mão pode ser explicada por fatores centrais e/ou periféricos do corpo humano. A sobreposição da representação dos dedos na área correspondente à mão no córtex motor primário caracteriza-se como um dos fatores centrais que determinam a interdependência dos dedos da mão (Schieber & Hibbard, 1993). Além disso, a complexidade das ramificações tendíneas e musculares no antebraço (exemplo: músculos flexores extrínsecos multi-digitais, flexor profundo e superficial dos dedos), combinada com o tecido conjuntivo que interliga os dedos da mão uns aos outros, pode também explicar a interdependência dos dedos da mão do ponto de vista periférico do sistema neuromotor (Landsmeer & Long, 1965; Long et al., 1970).

A maioria das tarefas manuais executadas nas atividades diárias envolve tarefas de controle de forças e torques submáximos dos dedos da mão, as quais devem ser

controladas para a precisa manipulação de objetos. Entretanto, muitas destas tarefas de manipulação requerem, não só ação independente dos dedos da mão, mas também que a interação entre os músculos dos dedos da mão seja precisamente controlada pelo SNC.

Alternativamente, tarefas multi-dígitos, tais como a de escrever e digitar, requerem uma aumentada interação sinérgica das forças e torques dos dedos para produzir a cinética resultante desejada e necessária para a própria manipulação do lápis ou dos toques no teclado do computador (Shim et al., 2003; 2005a). O déficit no controle sinérgico dos movimentos dos dedos da mão pode levar ao pobre desempenho de tarefas manipulativas, freqüentemente requeridas em nosso cotidiano (Shim et al., 2003b). Assim, além de compreender a ação de interdependência dos dedos, uma das relevâncias desse estudo é compreender os mecanismos que estão relacionados com o desempenho e precisão das tarefas manipulativas.

Além disso, embora a interdependência digital e interação entre os músculos dos dedos da mão têm sido vastamente investigadas (Latash et al., 1998; Shim et al., 2003b; Shim et al., 2007; Zatsiorsky et al., 1998), poucas evidências têm sido reportadas sobre os efeitos das propriedades neuromecânicas na alteração do comprimento dos músculos responsáveis pelos movimentos de flexão dos dedos da mão e suas relações de interdependência e interação sinérgica entre os múltiplos dedos.

Blix, em 1891, descreveu que o pico de força máxima está diretamente relacionado com o comprimento em que o músculo se encontra. Gordon et al. (1966) analisaram fibras musculares de sapos e verificaram que a força isométrica diminui a menores e maiores comprimentos e mantinha um platô em comprimentos ótimos da

fibra muscular. Esta relação entre a força medida e o comprimento de um dado músculo tem sido conhecida na literatura como relação força-comprimento (F-C) e é explicada com a teoria do deslizamento dos filamentos e das pontes cruzadas (Huxley, 1957; Pollack, 1957). Também o conhecimento sobre as posições angulares, nas quais os músculos atuam ao redor do seu comprimento ótimo vem sendo estudado, podendo nos oferecer informações sobre o processo de adaptabilidade do sistema neuromuscular. Isto é, a maior produção de força pode está relacionada a um processo de melhor adaptação decorrente do aumento da demanda funcional (Herzog & Read, 1993).

Já em tarefas que requerem níveis de contração submáxima de um único sarcômero e de músculos isolados, melhores respostas de níveis ótimos de ativação de unidades motoras têm sido registrados quando os músculos são testados em maiores comprimentos (Roszek et al., 1994). Esta relação tem sido reportada na literatura como ativação comprimento-dependente (Lambert et al., 1979; Stennett et al., 1996) e é freqüentemente usada para descrever a mudança de estado inativo para ativo da proporção de troponina C ligada ao  $Ca^{2+}$  (Binder-Macleod et al., 1998). Estudos anteriores verificaram que em níveis submáximos existe mais força ativa em estados de maior comprimento dos sarcômeros devido à proximidade entre os miofilamentos permitindo maior interação das pontes cruzadas (Martyn & Gordon, 1988; Fuchs & Wang, 1991; Patel et al., 1997).

Neste sentido, apesar de muitos estudos relatarem os efeitos da alteração do comprimento muscular na tarefa de torque máximo e submáximo, pouco se sabe sobre os efeitos da alteração do comprimento muscular dos dedos da mão no índice de interdependência e interação sinérgica dos dedos da mão. Não obstante, baseado no

nosso conhecimento, até o presente momento nenhum estudo descreveu a relação T-A em flexores dos dedos da mão.

Portanto, este estudo pretendeu preencher esta lacuna na literatura e teve como objetivos: a) examinar o comportamento da relação torque/ângulo dos músculos flexores dos dedos da mão e, b) investigar os efeitos da alteração do comprimento muscular nos índices de interdependência e interação sinérgica dos músculos flexores dos dedos da mão.

Sobretudo, destacamos a relevância deste estudo quanto à determinação do comportamento destas variáveis para parâmetros metodológicos no uso de futuras pesquisas relacionadas à coordenação e controle de torque dos dedos da mão. Ao mesmo tempo, salientamos também que nosso estudo possa estar acrescentando dados importantes para determinação de exercícios de reabilitação que tem como objetivo ganho de força e controle motor dos dedos da mão, além de subsídios para simulações de modelos computacionais de próteses e modelos matemáticos para robótica.

## **2. OBJETIVOS**

### ***2.1 - Objetivo Geral***

Investigar os efeitos da alteração do comprimento muscular nos valores de torque máximo, interdependência e interação sinérgica dos músculos flexores dos dedos da mão.

### ***2.2 - Objetivos Específicos***

1. Verificar os efeitos da alteração do comprimento muscular no torque máximo dos músculos flexores dos dedos da mão e determinar o ângulo articular no qual ocorre o maior torque.
2. Analisar os efeitos da alteração do comprimento muscular na ação interdependente dos músculos flexores dos dedos da mão durante a tarefa que envolva a produção de torque máximo dos dedos individuais da mão.



3. Examinar os efeitos da alteração do comprimento muscular na interação sinérgica dos músculos flexores dos dedos da mão durante a tarefa de controle de torque isométrico constante e contínuo dos dedos individuais da mão.

### 3. REVISÃO DE LITERATURA

#### **3.1 - Redundância Motora**

O termo redundância remete-nos a sinônimos tais como excessivo ou abundante. Para a maioria dos movimentos humanos, o SNC confronta-se com a necessidade de selecionar uma forma em particular de movimento entre uma infinidade de possibilidades. A mão é um exemplo de segmento corporal de maior redundância motora no corpo humano. As características anatômicas e funcionais possuem conexões seriais das falanges e paralelas dos dedos, as quais, respectivamente, permitem a análise de diferentes níveis de redundância cinemática e cinética. Por exemplo, quando seguramos um copo de água na mão, um infinito número de combinações de ângulos articulares (redundância cinemática) e de combinações de forças das pontas dos dedos (redundância cinética) pode ser usado, sem que haja mudança na posição ou orientação espacial do copo de água.

Estudos na área de controle motor vêm sendo conduzidos com intuito de melhor entender como um sistema neuromecânico humano, dotado de tanta redundância

motora, pode ser controlado pelo SNC (Latash et al., 2004a; Li et al., 1998; Shim et al., 2004; Shim et al., 2006; Shinohara et al., 2003).

Esses estudos baseiam-se nos experimentos iniciais de Bernstein que, em 1960, observou parâmetros de redundância motora que permitiram calcular o movimento das articulações dos ferreiros profissionais que batiam com o martelo para moldar formões. Os resultados desse experimento mostraram que a variabilidade da ponta do martelo, ao longo de uma série de tentativas, era menor do que a variabilidade das trajetórias das articulações do braço direito dos ferreiros. Isto levou Bernstein a concluir que as articulações não agiam de forma independente, mas, ao contrário, “corrigiam” os erros uma das outras de alguma forma, para atingir a meta de uma determinada tarefa (acertar na ponta do formão). Os achados desse estudo permitiram a interpretação de que o SNC não busca encontrar uma única solução para o problema da redundância cinemática existente no movimento humano, diferentemente, o SNC parece usar um conjunto de combinações possíveis das articulações para assegurar um desempenho preciso (menos variável) da tarefa (Oliveira & Shim, 2007).

A redundância motora torna-se, portanto, uma questão científica relevante, a partir do momento em que compreendemos que a reprodução acurada de uma ação motora humana em duas tentativas consecutivas é, na realidade, impossível para os seres humanos (Shim et al., 2005b).

Abordagens conceituais têm gerado o nosso atual entendimento para o problema da redundância motora. Uma das abordagens é baseada na idéia proposta por Bernstein (1960) e se baseia na premissa de que a redundância motora deve ser removida. Esta abordagem assume que o SNC elimina graus de liberdade (GL) biomecanicamente redundantes nos sistema para resolver o problema da redundância. Em outra abordagem, estudiosos (Gelfand & Latash, 1998) sugerem que o SNC explora

os GL abundantes associados aos sistemas biológicos, no sentido de manter um conjunto de soluções flexíveis. Desta forma, todos os GL mecânicos redundantes existentes no sistema motor são utilizados pelo SNC para estabilizar e/ou desestabilizar variáveis consideradas importantes para o desempenho de uma tarefa (Shim et al., 2005a). Mais tarde, as premissas teóricas dessa abordagem foram aprofundadas e originou o chamado princípio de controle não-individualizado (Gelfand e Tsetlin, 1966). Este princípio afirma que elementos de um sistema complexo são alocados por uma unidade estrutural específica da tarefa, a qual é, comumente, referida como “sinergias” na literatura contemporânea.

Seguindo esta abordagem teórica, Gelfand e Latash (1998) propuseram uma visão complementar à tradicional visão bernsteiniana dos excessivos graus de liberdade: o princípio da abundância motora (Gelfand & Latash, 1998; Latash, 2000). Este princípio fundamenta-se no entendimento de que todos os elementos ou graus de liberdade são usados pelo SNC e, no entanto, formam um conjunto “abundante” de soluções. Nessa visão, a redundância motora é baseada na compensação de erros e sinergias entre os elementos que compõe o sistema.

Nas últimas décadas, pesquisadores têm realizado extensivos estudos experimentais sobre sinergias dos dedos da mão visando descrever e explicar as estratégias utilizadas pelo SNC para resolver o problema da abundância motora. Para tanto eles têm focado, eminentemente, em tarefas manipulativas, em particular, aquelas que envolvem habilidades multi-dígitos (Danion et al., 2003; Kang et al., 2004; Latash et al., 2002; Latash et al., 2004a; Li et al., 2004). Os estudos até então conduzidos podem ser agrupados em duas categorias distintas: os estudos de interdependência dos dedos e os estudos sobre a interação sinérgica de multi-dígitos (Latash et al., 1998; Shim et

al., 2004; Shinohara et al., 2003; Zatsiorsky et al., 2002b; Zatsiorsky & Latash, 2004; Zatsiorsky et al., 2000).

### **3.1.1 - Interdependência dos dedos da mão**

Dedos de mãos robóticas, freqüentemente, têm elementos atuadores separados para cada dedo e articulação. Assim, cada dedo pode ser controlado e movido completamente independente um do outro (Malerich et al., 1987). Isso poderia, sob certo ponto de vista, ser julgado como uma situação ideal para a ação motora da mão humana, visto que a manipulação habilidosa, usualmente, requer o controle preciso e independente dos dedos. No entanto, tem sido documentado que seres humanos são incapazes de controlar os dedos da mão individualmente. Nós não podemos, por exemplo, mover exclusivamente um dos dedos sem afetar os demais (Hager-Ross & Schieber, 2000; Li et al., 2004; Schieber & Santello, 2004) ou produzir força com um dos dedos sem produzir força com os outros (Li et al., 1998; Reilly & Hammond, 2000).

Existem fatores centrais e periféricos que contribuem para esta incapacidade do controle independente dos dedos. Fatores periféricos incluem a conexão anatômica dos dedos e antebraço, como por exemplo, conexões dos dedos pela pele e a inserção dos músculos flexores profundos e superficiais em vários dedos (Malerich et al., 1987). Além disso, ações reflexas (com não envolvimento de “intenção”) pode ser outro fator considerado para explicar a dependência dos dedos da mão (exemplo: reflexos de estiramento tônico e fásico dos músculos dos dedos da mão). Fatores centrais, por outro lado, incluem: a) a interdependência do controle dos dedos da mão pelo SNC, devido à sobreposição da representação digital na área da mão no córtex motor

primário; b) disparo sincrônico das células corticais; c) e o estímulo neural comum para múltiplos músculos (Bremner et al., 1991; Fetz & Cheney, 1980; Matsumura et al., 1996).

O fenômeno denominado de “escravidão” tem sido descrito por Zatsiorsky & Duarte (2000) para explicar a força não intencional que produzimos com os dedos que não estão envolvidos em uma tarefa de força de um dos dedos (Exemplo: força não intencional exercida pelos dedos médio, anelar e mínimo, em uma tarefa que envolva somente a força de pressão do dedo indicador). Este fenômeno é representativo da dependência das forças dos dedos umas das outras. A medida de escravidão dos dedos, denominada na literatura em inglês de Força *Enslaving* (FE), é oposta à independência dos dedos, ou seja, quanto maior FE, menor a capacidade do indivíduo de mover os dedos independentemente.

Embora o desenvolvimento da capacidade de mover os dedos independentemente seja desejável para o desempenho de tarefas manipulativas, é importante lembrar que para inibir a ação dos dedos que não temos a intenção de mover, precisamos também disparar comandos adicionais para os músculos. Isto demonstra que as implicações funcionais da independência dos dedos para o comportamento habilidoso são também questionáveis (Li et al., 2004; Schieber, 1991; Schieber & Santello, 2004; Shim et al., 2007; Shinohara et al., 2003; Zatsiorsky et al., 1998). Por exemplo, durante a manipulação de um objeto em preensão prismática (ou seja, pegar um objeto com o polegar em oposição com os demais dedos), a independência funcional dos dedos pode ser considerada como um fator favorável ou não no controle motor. Nesse exemplo de preensão, a FE dos outros dedos, induzida pela força do dedo envolvido na tarefa, pode atuar como auxiliar na estabilização do torque resultante atuante no objeto (Shim et al., 2005b; Shim et al., 2006). Nesse

sentido, a diminuição da FE poderia ter um impacto negativo na estabilidade de tarefas que envolvam este tipo de preensão.

### **3.1.2 - Interação dos dedos da mão**

Muitas das tarefas de manipulação requerem não só o envolvimento de múltiplos dígitos, mas também que a interação entre os músculos dos dedos deva ser propriamente controlada pelo SNC. A manipulação multi-dígitos é, pela sua natureza, uma tarefa manipulativa redundante, no qual o SNC deve acomodar e integrar estratégias de controle em tempo real. Por exemplo, em uma tarefa de preensão multi-dígitos, como a de segurar uma taça com água usando todas as pontas dos dedos, um total de trinta variáveis mecânicas, três componentes de força e três de torque para cada ponta do dedo, precisam ser simultaneamente controlados em um específico local de interface entre a ponta dos dedos e a taça com água. Nesse caso, existem seis restrições estáticas em três dimensões, três forças resultantes e três torques resultantes, cuja soma deverá ser zero em uma situação em que seguramos a taça de maneira estática (Shim et al., 2005a, 2005b). Além disso, vinte e quatro GL cinéticos redundantes devem ser propriamente controlados pelo SNC para prevenir que você quebre a taça, não a deixe escorregar da mão e, ao mesmo tempo, que você não gire a taça de maneira imprópria evitando que a água entorne (Shim et al., 2003a, 2003b, 2005a).

Alternativamente, tarefas multi-dígitos, tais como a de escrever e digitar, requerem uma aumentada interação sinérgica das forças e torques dos dedos para

produzir a cinética resultante desejada e necessária para a própria manipulação do lápis ou dos toques no teclado do computador (Shim et al., 2003a, 2003b, 2005a).

No caso do controle dos movimentos corporais, muitas variáveis livres precisam ser controladas, sejam elas articulações, músculos ou unidades motoras. Bernstein, em 1967, já questionava como o sistema nervoso poderia estar regulando todas essas variáveis a fim de resultar um movimento coordenado. Para que isso ocorra é essencial que se encontre uma maneira de controlar os graus de liberdade por meio de ações sinérgicas. Sinergismo (do grego *synergia* – *syn*= juntamente; *érgon*= trabalho) significa: ato simultâneo de diversos órgãos ou músculos para o mesmo fim; convergência das partes de um todo que concorrem para um mesmo resultado; efeito resultante da ação de vários agentes que atuam da mesma forma, cujo valor é superior ao valor do conjunto desses agentes se atuasse individualmente; associação simultânea de vários fatores que contribuem para uma ação coordenada (Bernstein, 1960). Em outras palavras, sinergia muscular refere-se à ação de um grupo de músculos levados a agir em conjunto como uma unidade (Bernstein, 1960; Gelfand & Latash, 1998). Quando dois ou mais músculos se associam somando suas ações para a realização de um mesmo ato motor, diz-se que são sinergistas para a dada função. Por outro lado, embora músculos sinergistas possam contribuir para gerar uma ação específica, eles não gerarão forças equivalentes, uma vez que possuem arquiteturas musculares diferentes e, portanto, diferentes capacidades (Buchanan et al., 1989).

Nas últimas décadas estudos têm buscado descrever e explicar as estratégias utilizadas pelo SNC para resolver os problemas de redundância motora. Nesses estudos, os autores têm focado em extensivos experimentos sobre sinergias dos dedos da mão usando tarefas manipulativas, em particular, aquelas que envolvem habilidades



muti-dígitos (Danion et al., 2003; Gelfand & Latash, 1998; Kang et al., 2004; Latash et al., 2002; Latash et al., 2004a; Zatsiorsky et al., 2003; Zatsiorsky & Latash, 2004).

Sinergias de preensão muti-dígitos têm sido descritas como co-variações de forças que estabilizam um valor particular de uma importante variável de desempenho. Além disso, assumindo-se a importância das restrições no processo de controle do movimento, reconhece-se que tais mecanismos decorrem também de um processo de restrição dos graus de liberdade no sistema sensório-motor. As restrições pertinentes à tarefa referem-se aquilo que precisa ser realizado motoramente para que se atinja a meta proposta pela tarefa em si. Diz respeito às condições que, quando atendidas, permitem a aquisição de atividades motoras. Por exemplo, a seqüência motora específica para uma determinada ação ou a precisa combinação de movimentos para executar um gesto. Esta categoria de restrição é de suma importância, pois as condições podem e devem ser manipuladas para que assim facilitem a aquisição de habilidades motoras. No entanto, como a quantidade de graus de liberdade disponíveis no segmento da mão é muito grande e a redundância no processo de regulação da ação motora é uma característica inerente do sistema, tais fatores caracterizam-se como fonte de variabilidade do sistema motor (Newell & Carlton, 1988).

A variabilidade na resposta motora tem sido utilizada como um índice de sucesso na realização da tarefa, isto é, a alta variabilidade tem sido associada com baixo desempenho. Além disso, a variabilidade pode ser interpretada como o reflexo de um sinal ou comando no sistema sensório-motor, transmitido através de um canal ruidoso (Slifkin & Brener, 1998). Este ruído intrínseco do sistema sensório-motor é entendido como de caráter irrelevante e não funcional (Fitts, 1954; Smits-Engelsman & Van Galen, 1997). Como o ruído é irrelevante para a resposta motora intencional e provoca interferências no desempenho do executante, admite-se, nesta visão, que ele precise

ser reduzido, diminuindo a variabilidade e melhorando o desempenho do movimento (Deutsch & Newell, 2001; Newell & Carlton, 1988).

Embora exista um índice de variabilidade para analisar a estabilidade dos dedos ao executar o movimento, alguns estudos utilizam o índice de precisão que depende do controle das forças aplicadas sobre o objeto cujas características de peso, forma e superfície de contato dos dedos são captadas pelo sistema sensorial através da visão e receptores cinestésicos. Estas características permitem ao sistema nervoso obter informações necessárias aos ajustes neuromusculares, produzindo uma resposta motora precisa às reais demandas ambientais (Oliveira et al., 2005).

### ***3.2 - Propriedades Neuromecânicas***

Já está descrito na literatura que o pico de força isométrica máxima, força passiva e contração submáxima são dependentes do comprimento muscular (Gordon et al., 1966; Rassier & Herzog, 2002; Roszek et al., 1994; Tabary et al., 1976). Estudos demonstram que efeitos neuromecânicos, provocados por mudanças no comprimento muscular, resultam em oposição e/ou facilitação de força ativa e passiva no sarcômero (Gordon et al., 1966). Assim, para execução de uma ação motora, as alterações neuromecânicas que facilitam ou opõem-se à estas forças podem interferir no gesto executado. Gordon et al. (1966), por exemplo, analisou fibras musculares de sapos e verificaram que em níveis de contração máxima a força diminui a menores e maiores comprimentos e mantém um platô em comprimentos ótimos da fibra muscular. A relação entre a força medida e o comprimento de um dado músculo é conhecida na literatura como relação força comprimento (F-C) e têm sido ser explicada com a teoria

do deslizamento dos filamentos e das pontes cruzadas (Huxley, 1957; Pollack, 1983). Duas possibilidades conceituais têm sido utilizadas para explicar o decréscimo da força em menores comprimentos: (1) a produção de força ativa pode ser reduzida pelo aumento da distância lateral entre actina e miosina reduzindo a probabilidade de interação de pontes-cruzadas (Gordon et al., 1966); (2) força interna que pode estar relacionada com aumento da pressão osmótica e de fluídos que resultariam na oposição da força ativa do sarcômero (Godt & Maughan, 1981).

Em seres humanos a mensuração dessa relação de maneira direta torna-se impossível por questões éticas inerentes ao estudo científico. Em função disso, uma estratégia de medida comportamental indireta tem sido estabelecida para estudar as alterações na capacidade de produção de força decorrentes da variação do comprimento muscular nesse caso - a relação torque/ângulo (T-A). A relação T-A possibilita a mensuração indireta da força muscular a partir da mensuração do torque gerado por um grupo muscular em contrações isométricas em diferentes ângulos articulares (os quais determinam diferentes comprimentos musculares).

Em tarefas que requerem níveis de contração submáxima de um único sarcômero e de músculos isolados, melhores respostas de níveis ótimos de ativação de unidades motoras têm sido registrados quando os músculos são testados em longos comprimentos (Schieber & Hibbard, 1993). Esta relação tem sido reportada na literatura como ativação comprimento-dependente (Lambert et al., 1979; Stennett et al., 1996) sendo freqüentemente usada para descrever a mudança de estado inativo para ativo da proporção de troponina C ligada ao  $\text{Ca}^{2+}$  (Binder-Macleod et al., 1998).

Estudos anteriores verificaram que em níveis submáximos de produção de força existe o envolvimento de mais força ativa em estados de maior comprimento dos

sarcômeros, do que quando em menores comprimentos (Martyn & Gordon, 1988). Acredita-se que essas mudanças de atividade da proporção de troponina estão relacionadas às modificações nos espaços dos intermiofilamentos e, por conseguinte, às mudanças no comprimento dos sarcômeros. O aumento do comprimento muscular acarreta, portanto, na diminuição do espaço entre os miofilamentos e aumentos da sensibilidade do  $\text{Ca}^{2+}$ . A proximidade entre os miofilamentos permite maior interação das pontes cruzadas (Fuchs & Wang, 1991; Patel et al., 1997).

Em relação à força passiva, força encontrada devido ao acoplamento de elementos passivos na estrutura tendão-músculo, estudos têm demonstrado a presença de força passiva quando os sarcômeros encontram-se em maiores comprimentos (Rassier et al., 1999). Com objetivo de verificar a adaptação funcional do número de sarcômeros, Tabary et al. (1967) investigaram músculos de gatos adultos, e usaram a seguinte equação para calcular a tensão ativa da estrutura tendão-músculo ( $F_{ativa} = F_{total} - F_{passiva}$ ), ou seja, a subtração da tensão total pela tensão passiva do músculo em um determinado comprimento. Para tal análise seis marcadores foram fixados e fotografados ao longo do comprimento do músculo sóleus e fotografados para diferentes comprimentos do músculo antes e durante a estimulação. Esta técnica permitiu avaliar em que medida a parte tendinosa do músculo foi alongada ou encurtada durante a estimulação (Tabary et al., 1976).

Pesquisas recentes vêm estudando a existência de componentes passivos no músculo esquelético alongado durante a produção de força passiva. Rassier et al. (2003), em seu estudo sobre propriedades temporais verificaram que a força isométrica resultante após a fase dinâmica é maior do que a força puramente isométrica obtida no comprimento final correspondente.

Embora a teoria das pontes-cruzadas da contração muscular proposta por Huxley (1957), junto com as teorias dos filamentos deslizantes foi aceita como um paradigma científico, suas premissas não explicam a co-dependência da produção da força. Uma explicação para o aumento da força após o estiramento é o comportamento não uniforme dos sarcômeros durante o alongamento ativo. Todavia, a não uniformidade do comprimento do sarcômero parece ser insuficiente para explicar a dependência da produção da força (Rassier et al., 1999).

Recentemente, pesquisadores têm sugerido conceito de força *enhancement* após o estiramento ativo do músculo tem dois componentes: um componente ativo, relacionado provavelmente a um aumento na proporção da ativação das pontes cruzadas, e um componente passivo, relacionado possivelmente à molécula titina. A titina é considerada uma molécula grande, com formato de mola, sensível ao  $Ca^{+2}$ , associada com a amplitude do alongamento (Rassier & Herzog, 2002; Rassier et al., 2003).

Nesta visão mais dinâmica do comportamento neuromuscular, o comportamento motor observado possa, talvez, ser influenciado por alterações internas devido ao alongamento e encurtamento muscular e que são impostas ao músculo em nível de sarcômero. Assim, poderíamos considerar que o gesto coordenado e controlado pode ser influenciado pelas interações estabelecidas entre as alterações neuromecânicas da força passiva e ativa, tipo de contração na execução de força máxima e submáxima e suas respectivas variáveis de interdependência e interação dos dedos da mão.

Baseado no nosso conhecimento, até o presente momento, nenhum estudo descreveu a relação T-A em flexores dos dedos da mão. Kulig et al. (1984), realizou um estudo de revisão bibliográfica, e reportou o comportamento da curva T-A em vários

segmentos corporais. Os principais resultados reportados foram da articulação do ombro, cotovelo, tronco, quadril, joelho e tornozelo. Para o segmento da mão foi encontrado apenas um estudo que descreveu a relação (T-A) para extensores dos dedos, porém nenhum relato sobre a relação T-A dos músculos flexores dos dedos da mão foi encontrado (Kulig et al., 1984).

A determinação do comportamento da relação T-A dos músculos flexores da mão é, portanto, de suma importância para determinar parâmetros metodológicos no uso de protocolos nos estudos relacionados à coordenação e controle de força dos dedos da mão. Além disso, o conhecimento sobre as posições angulares, nas quais os músculos atuam ao redor do seu comprimento ótimo, seja na região descendente ou ascendente da relação F-C, pode oferecer informações sobre o processo de adaptabilidade do sistema neuromuscular. Isto é, a maior produção de força pode estar relacionada a um processo de melhor adaptação decorrente do aumento da demanda funcional (Herzog & Read, 1993). Por exemplo, a comparação da relação F-C no músculo reto femoral para sujeitos normais, corredores e ciclistas, evidenciou que a relação F-C era centrada no comprimento ótimo para sujeitos normais, na região ascendente para corredores e na região descendente para ciclistas (Herzog et al., 1991). Uma possível explicação para essa adaptação pode ser o arranjo do número de sarcômeros em série nas fibras musculares, ou seja, o número de sarcômeros em série pode ser maior em corredores, comparado aos sujeitos normais e ciclistas. É possível que em uma dada configuração articular, a média do comprimento dos sarcômeros se adapte conforme as demandas funcionais específicas (Koh & Herzog, 1998).

## 4. MATERIAS E MÉTODOS

### 4.1 - *Questões da pesquisa*

Baseados nas evidências apresentadas na literatura científica revisada foram determinadas as seguintes questões de pesquisa:

- 1 - Quais os efeitos produzidos pela alteração no comprimento muscular dos músculos flexores dos dedos da mão no torque máximo, e qual é o ângulo de maior torque?
- 2 - Quais os efeitos produzidos pela alteração no comprimento muscular dos músculos flexores dos dedos da mão na ação interdependente?
- 3 - Quais os efeitos da alteração no comprimento muscular dos músculos flexores dos dedos da mão durante a interação sinérgica?

### 4.2 - *Hipóteses*

**H1** – Assumindo-se que o comprimento ótimo está relacionado a um processo de adaptação decorrente da demanda funcional (Herzog et al., 1991; Herzog & Read, 1993), espera-se que a relação T-A dos flexores dos dedos da mão diminua a maiores

e menores ângulos da articulação MCF, podendo ser observado um maior pico de torque a 30 graus de flexão da articulação MCF, tendo em vista que a maior demanda funcional dos dedos da mão durante as tarefas diárias ocorre por volta dos 30 graus de flexão;

**H2** – Assumindo-se que há a existência de uma força passiva a maiores comprimentos, decorrente do acoplamento de elementos passivos na estrutura tendão-músculo (Rassier et al., 1999), espera-se que haja um aumento do índice de Torque *Enslaving* a maiores comprimentos dos músculos flexores dos dedos da mão, isto é, menores ângulos de flexão da articulação MCF;

**H3** – Assumindo-se que em tarefas que requerem níveis de contração submáxima de um único sarcômero e de músculos isolados, melhores respostas de níveis ótimos de ativação de unidades motoras têm sido registrados quando os músculos são testados em maiores comprimentos (Roszek et al., 1994), espera-se que a interação sinérgica dos músculos flexores dos dedos da mão seja melhor a maiores comprimentos musculares, isto é, menores ângulos da articulação MCF.

### **4.3 - Procedimentos metodológicos**

#### **4.3.1 - Caracterização da pesquisa**

Este estudo caracteriza-se por ser do tipo ex-post facto, no modelo descritivo e comparativo de corte transversal, visando demonstrar os efeitos da alteração do comprimento muscular na capacidade de produção de torque, interdependência e de interação sinérgica dos dedos da mão. O presente estudo foi realizado na Universidade de Maryland – USA no *Cognitive Motor Neuroscience Lab*.



Dois experimentos foram desenvolvidos visando os objetivos específicos desse estudo. O primeiro analisou os efeitos da alteração do comprimento muscular na capacidade de produção de torque máximo na resposta obtida pelo dedo intencional da tarefa (relação torque-ângulo) e a soma do torque dos dedos não intencionais da tarefa (torque *enslaving* total-ângulo). O segundo experimento avaliou os efeitos da alteração do comprimento muscular na interação sinérgica dos músculos flexores dos dedos da mão durante a tarefa de torque isométrico constante e contínuo.

#### 4.3.2 - Definição operacional das variáveis

1 - Variáveis independentes:

- a) Dedos (indicador, médio, anelar e mínimo)
- b) Ângulos da articulação MCF (-15°, 0°, 15°, 30°, 45°, 60° e 75°, na qual o menor ângulo é determinante de maiores comprimentos muscular e o maior ângulo de menores comprimentos da musculatura flexora dos dedos da mão).

2 - Variáveis dependentes:

a) Tarefa  $F_{MAX}$

- a. Torque Máximo (torque intencional produzido pelo dedo envolvido na tarefa)
- b. Torque *Enslaving* total (soma do torque não intencional produzido pelos dedos não envolvidos na tarefa)

b) Tarefa  $F_{CONST}$

- a. Coeficiente de Variação (Desvio padrão/média)
- b. Erro *Root Mean Square* (Desvio médio do alvo estabelecido)

### 4.3.3 - Caracterização dos participantes

Onze jovens adultos do sexo masculino, estudantes, com idades entre 20 a 28 anos ( $23,0 \pm 2,6$ ) participaram como sujeitos. Como critérios de exclusão, os sujeitos não podiam apresentar histórico de traumas ou neuropatia de membros superiores e praticarem atividade física específica para os membros superiores.

Todos os participantes foram classificados como destros conforme o uso preferencial da mão para comer e escrever (Oldfield, 1971). O comprimento dos dedos foi medido entre a extremidade distal e proximal do dedo. Detalhes das medidas antropométricas de cada sujeito estão descritos na Tabela 1.

**Tabela 1.** Caracterização dos sujeitos do estudo incluindo idade (anos), massa corporal (kg) e comprimento dos dedos Indicador, Médio, Anelar e Mínimo (m).

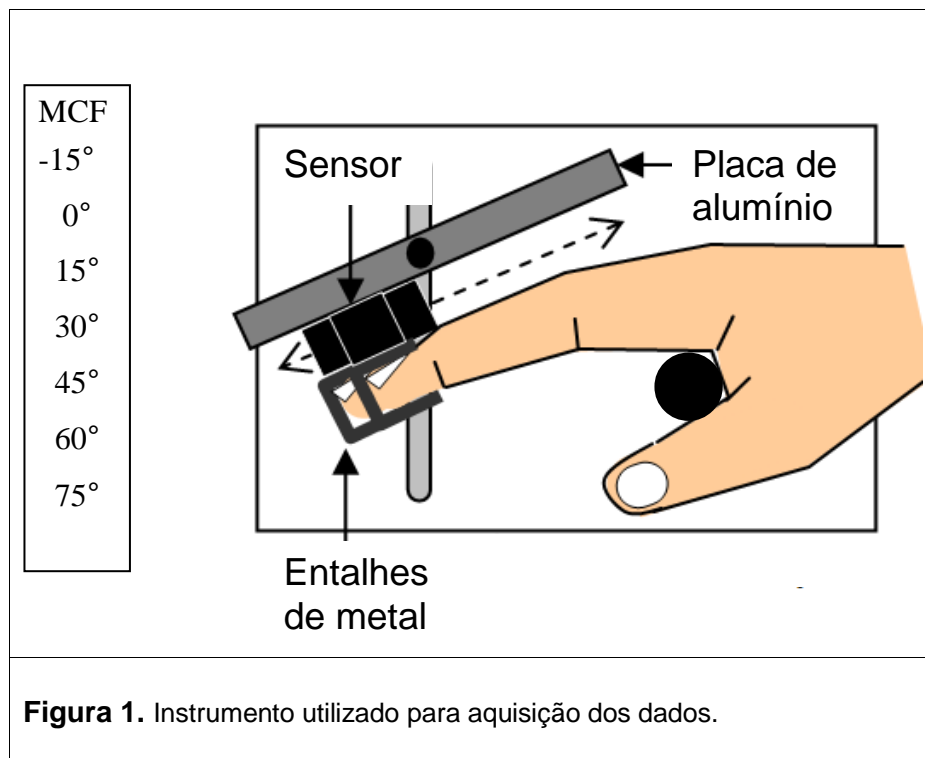
Sujeitos	Idade (anos)	Massa (kg)	Comprimento Indicador (m)	Comprimento Médio (m)	Comprimento Anelar (m)	Comprimento Mínimo (m)
S0	25	71	0,074	0,084	0,079	0,066
S1	28	82	0,077	0,085	0,080	0,065
S2	21	68	0,075	0,083	0,076	0,061
S3	20	75	0,058	0,072	0,080	0,074
S4	20	77	0,090	0,093	0,086	0,071
S5	23	65	0,070	0,075	0,073	0,063
S6	25	67	0,072	0,078	0,073	0,060
S7	21	70	0,070	0,075	0,068	0,052
S8	26	82	0,073	0,080	0,074	0,060
S9	22	62	0,070	0,081	0,075	0,060
S10	23	74	0,068	0,080	0,073	0,060
Média	23,0	72,09	0,072	0,081	0,076	0,063
DP	2,6	6,58	0,008	0,006	0,005	0,006

Antes dos testes foram fornecidas informações detalhadas a respeito dos procedimentos utilizados. Todos os indivíduos assinaram um termo de consentimento,

concordando com sua participação voluntária na pesquisa aprovado pelo *Institutional Review Board* da Universidade de Maryland – USA (Anexo 1).

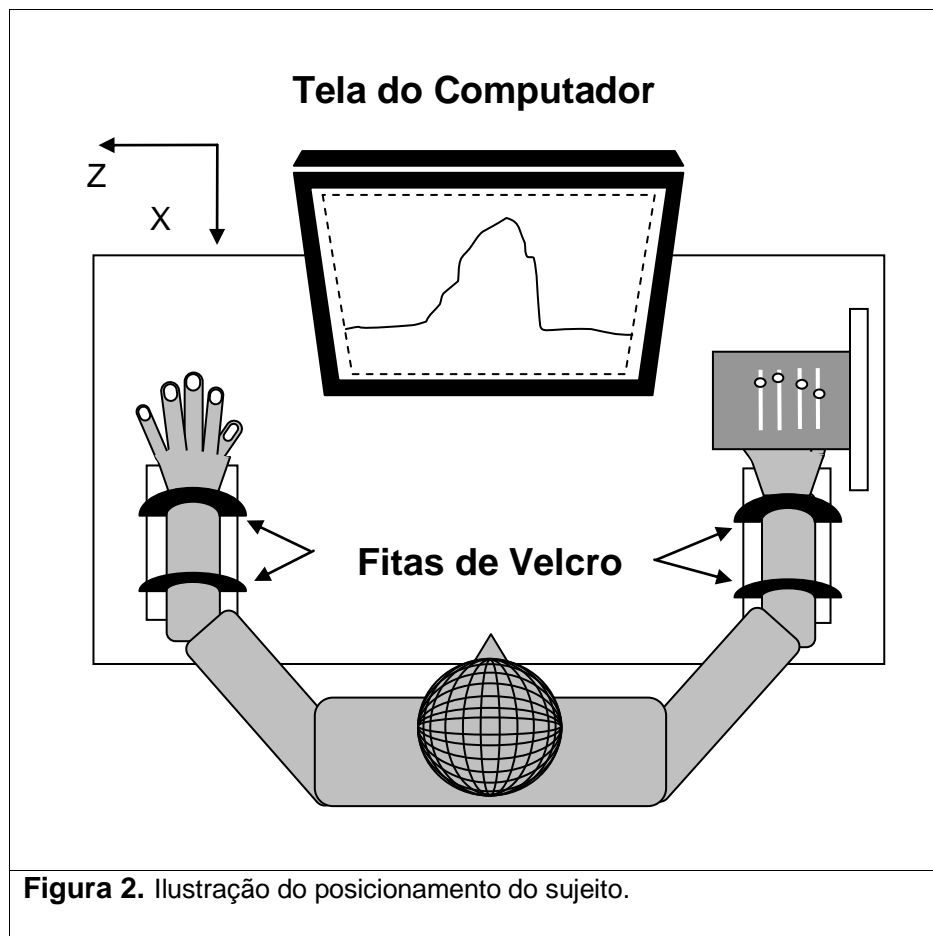
#### **4.3.4 - Instrumentos e aquisição dos dados**

O instrumento para análise do torque constituiu-se de uma placa de alumínio (14,0 x 9,0 x 1,0 cm) com quatro entalhes de metal anexados, os quais permitiram o encaixe individual dos quatro dedos (I=indicador, M=médio, A=Anelar e Mn=mínimo). Em cada um dos entalhes foi acoplado um sensor de força bi-direcional (compressão e tensão) conectados individualmente a quatro amplificadores (modelo 208 M182 e 484B *Piezotronics, Inc.*). Os sinais dos sensores foram condicionados, amplificados, e digitalizado a uma frequência de amostragem de 1000 Hz, placa A/D 16-bit (PCI 6034E, *National Instruments Corp*) e um programa feito no *LabVIEW* (*LabVIEW 7.1, National Instruments Corp*). Um computador (*Dimension 4700, Dell Inc.*), com um monitor de 19 polegadas foi utilizado para aquisição de dados. A placa de alumínio foi anexada lateralmente a um painel de alumínio (14 cm de comprimento), permitindo o ajuste em duas direções (translação vertical e rotação), Figura 1. Durante o experimento, a placa de alumínio foi ajustada conforme as diferentes posições da articulação MCF (-15°, 0°, 15°, 30°, 45°, 60° e 75°, no qual o menor ângulo é determinante de maiores comprimentos musculares e o maior ângulo de menores comprimentos da musculatura flexora dos dedos da mão). O equipamento e a situação experimental utilizados para a coleta de dados desse estudo foram similares aos utilizados por Shim et al. (2007) e Oliveira et al. (2007).



**Figura 1.** Instrumento utilizado para aquisição dos dados.

Os sujeitos foram solicitados a sentar-se em uma cadeira de altura ajustável posicionada à frente da tela do computador, mantendo o ombro em aproximadamente 35° de abdução e 45° de flexão. O antebraço, punho e mão foram repousados em uma calha cilíndrica plástica fixada em uma placa de madeira. Fitas do tipo Velcro® foram utilizadas para a fixação do membro superior ao longo da calha auxiliando na estabilidade das articulações do membro superior com objetivo de restringí-las [Figura 2].



Filetes de madeira (30 x 0,8 x 0,2mm) foram fixados nos dedos (I, M, A, Mn) para evitar a flexão das articulações interfalangeanas. O sistema desenvolvido para a coleta dos dados permitiu a mobilização exclusiva da articulação MCF. Para o ajuste individual dos tamanhos dos dedos da mão, a posição dos entalhes na placa de alumínio foi individualmente ajustada.

#### 4.3.5 - Protocolo

Após o posicionamento adequado, cada sujeito executou duas tarefas: a) produção de força máxima ( $F_{MAX}$ ) e controle de força isométrica constante e contínua ( $F_{CONST}$ ). Ambas as tarefas foram realizadas em flexão isométrica dos dedos

individualmente (I, M, A, Mn) nas sete diferentes angulações. A coleta dos dados foi coletada como força, entretanto na análise dos dados a força foi convertida em torque e por isso passaremos a nomear as tarefas como: produção de torque máximo ( $TQ_{MAX}$ ) e controle de torque isométrico constante e contínuo ( $TQ_{CONST}$ ).

Na tarefa  $TQ_{MAX}$  (experimento 1) o sujeito foi solicitado a produzir o máximo de força em cada uma das condições apresentadas. O tempo de duração foi aproximadamente 3 segundos para cada tarefa. O nível de força foi mostrado no monitor do computador indicando a força máxima produzida pelo indivíduo em cada uma das condições. O total de 28 tentativas foi realizado por cada sujeito [04 condições (I, M, A, Mn) x 07 diferentes ângulos articulares] com intervalos de aproximadamente dois minutos entre as tentativas para evitar ocorrência de fadiga.

Na tarefa  $TQ_{CONST}$  (experimento 2), o sujeito foi solicitado inicialmente a manter 3 segundos de repouso e a seguir 12 segundos de força isométrica de forma constante e contínua em um nível relativo de 20% da força máxima. O nível relativo de 20% da força máxima foi determinado individualmente para cada dedo de acordo com o valor resultante da tarefa  $TQ_{MAX}$ , isto é, o nível relativo de 20% variava de acordo com o dedo que executou a tarefa. Este nível relativo de 20% foi embasado em estudos anteriores que utilizaram níveis relativamente baixos para evitar a fadiga (Shim et al., 2004; Latash et al., 2003; Shinohara et al., 2004). O nível relativo de força foi mostrado no monitor do computador onde uma linha horizontal foi utilizada como *feedback* visual indicando a trajetória que o sujeito deveria seguir. As mesmas condições de flexão isométrica dos dedos individualmente (I, M, A, Mn) foram realizadas. Foram oferecidas tentativas iniciais de prática ao sujeito para familiarização da tarefa e do *feedback* visual. O total de 56 tentativas foi realizado por cada sujeito [02 tentativas x 04 condições (I, M, A, Mn)

x 07 diferentes ângulos articulares]. A seqüência dos dedos e os diferentes ângulos foram randomizados para os dois experimentos.

#### 4.3.6 - Análise dos dados

Todos os dados foram analisados por meio de rotinas desenvolvidas no software MATLAB® versão 7.3 (R2006b, Math Works Inc., EUA).

Foram coletados os dados de força de cada dedo e convertidos em torque, na qual o torque foi calculado  $T = f \times d$ , onde  $f$  = força mensurada pelo dedo e  $d$  = distância entre a extremidade distal e proximal do dedo. A distância foi linear (comprimento dos dedos), pois à medida que os ângulos variavam a linha de ação da força também variou permitindo que a distância perpendicular ( $d^\perp$ ) entre essa e o eixo fossem sempre a mesma distância linear. Assim, o índice de interdependência foi calculado através do torque produzido pelos dedos da mão e conseqüentemente foi nomeado como Torque *Enslaving* (TE).

Após a conversão de força para torque, cada tentativa na tarefa de produção de torque máximo ( $TQ_{MAX}$ ) e controle de torque isométrico constante e contínuo ( $TQ_{CONST}$ ) foram filtrados utilizando um filtro digital do tipo Butterworth com frequência de corte de 25 Hz e ordem 2, sendo estas determinadas a partir da análise residual do sinal (Shim et al., 2005b).

Para a resultante relação torque-ângulo foi realizada a análise da tarefa  $TQ_{MAX}$  (experimento 1), na qual o instante do pico máximo de torque produzido por cada dedo intencional da tarefa foi mensurado, individualmente para cada dedo (I, M, A, Mn).

Já a resultante TE total-ângulo de cada dedo foi calculado através dos valores de pico máximo de torque produzido pelo dedo não intencional em relação ao dedo

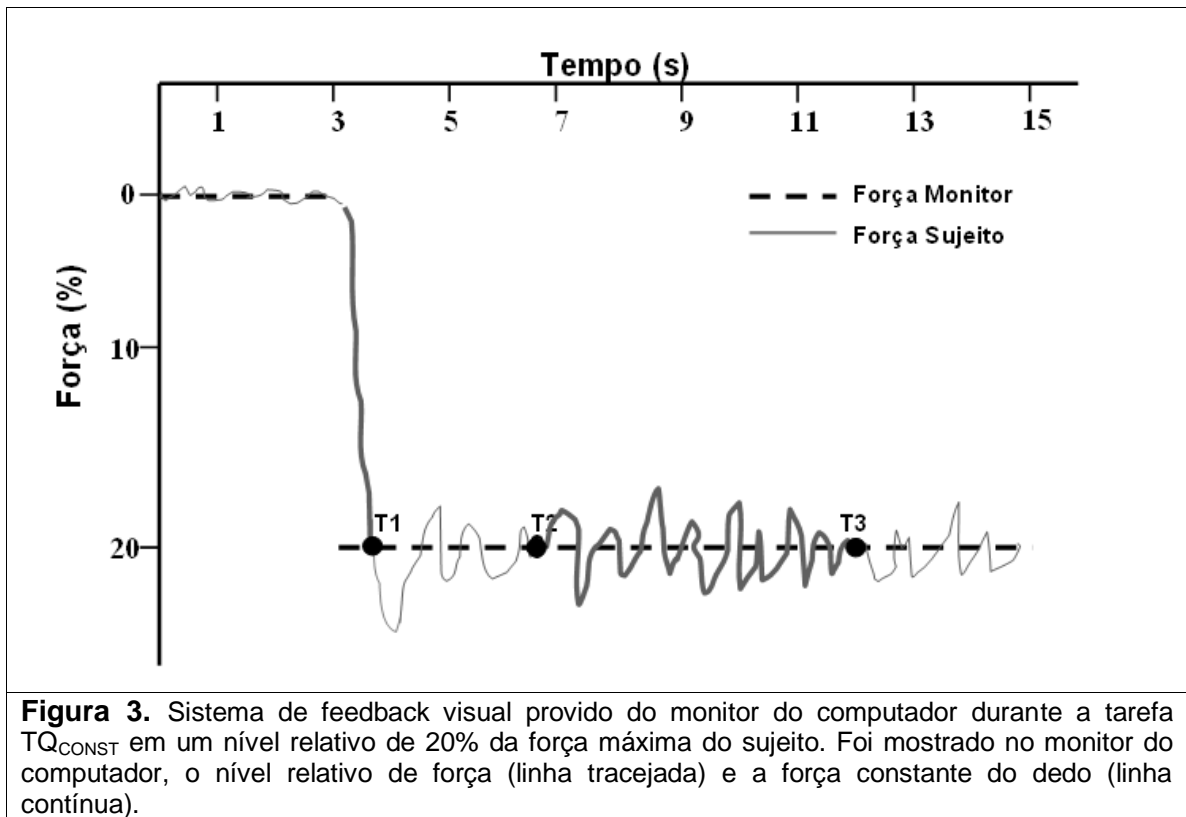
intencional para a mesma tarefa. Para obter o TE total, a soma dos valores da interdependência de cada dedo não intencional da tarefa foi calculada (Equação 1). Onde  $i \neq j$ ,  $n = 4$ , onde  $T_{\max}^i$  é o máximo de torque produzido pelo dedo,  $i$ , e  $T^{ij}$  é o máximo de torque produzido pelo dedo não envolvido na tarefa,  $i$ , durante a tarefa de  $TQ_{\max}$  do dedo intencional (Shinohara et al., 2003; Zatsiorsky et al., 2000).

$$TE = \sum_{j=1}^n \left[ 100\% \times \sum_{i=1}^n (T^{ij} / T_{\max}^i) / (n-1) \right] / n \quad \text{Equação (1)}$$

Na tarefa de  $TQ_{\text{CONST}}$  (experimento 2), a primeira tentativa (em cada condição) serviu como familiarização do sujeito com a tarefa e *feedback* visual. Para cada tentativa, a variável variabilidade e precisão foram medidas. A variabilidade foi calculada pelo coeficiente de variação ( $CV = \text{desvio padrão} / \text{média}$ ) e considerado como um erro de desempenho baseado na média da força aplicada por cada sujeito. O eRMS (erro *Root Mean Square*) foi usado como medida de acurácia (precisão) e indicou o desvio médio do torque produzido a partir da força-alvo previamente estabelecida. Este índice representa o erro em atingir o alvo para os quais baixos escores significam melhor desempenho (Slifkin & Newell, 1999, 2000; Deutsch & Newell, 2001, 2004).

Os três segundos iniciais (T1 à T2) durante a fase de controle de força isométrica de cada tentativa foram ignorados a fim de excluir o período inicial de ajuste do torque ao *feedback* visual. Nos próximos cinco segundos (T2 à T3) foi calculado o CV e o eRMS conforme demonstrado na Figura 3.





#### 4.4 - Análise Estatística

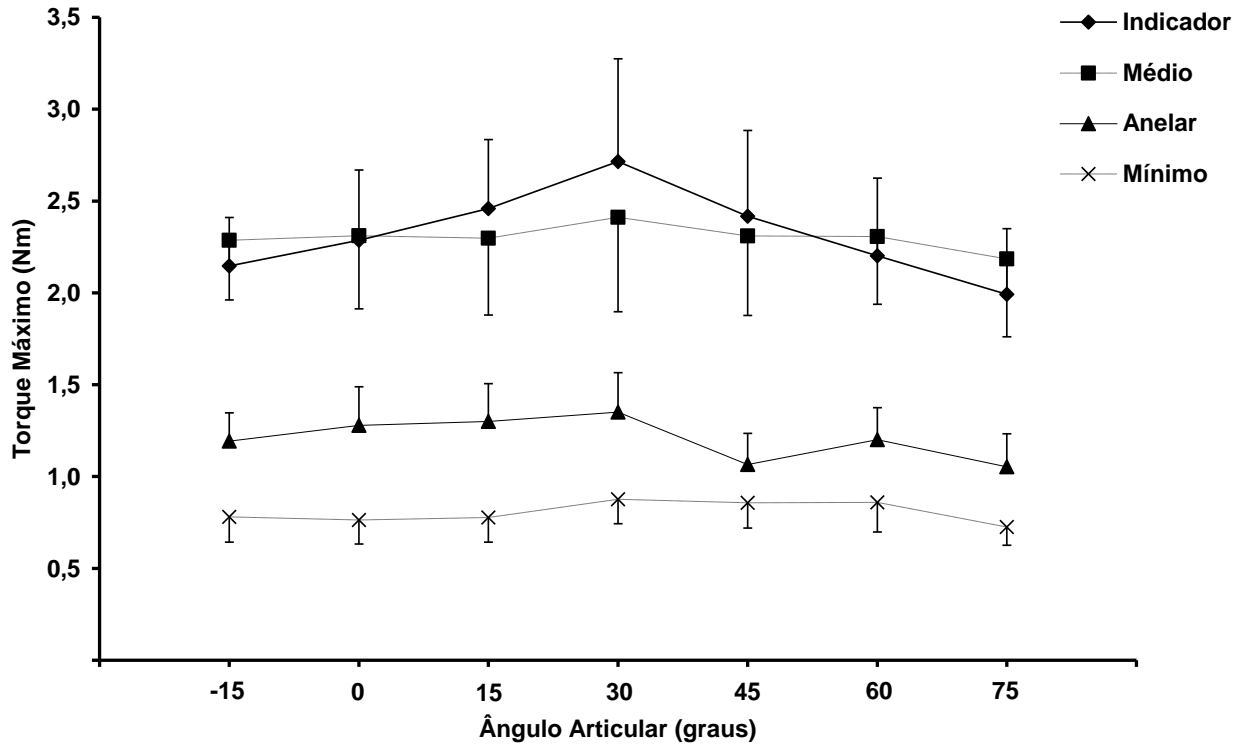
Estatística descritiva padrão (cálculo de médias, desvios e erros-padrão), ANOVAs de medidas repetidas foram realizadas tendo como fatores os ÂNGULOS da articulação MCF ( $-15^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  e  $75^\circ$ ). No mesmo modelo a possibilidade de interação entre ângulos e dedos foi verificada. Testes post hoc de Bonferoni foram realizados para identificar as diferenças entre os ÂNGULOS da articulação MCF. Quando necessário foi utilizado o fator de correção Epsilon de Greenhouse-Geisser quando infrações de esfericidade foram observadas pelo teste de Mauchly. A estatística eta quadrado ( $\eta^2$ ) foi utilizada para verificar o percentual da variância da variável dependente (torque, torque *enslaving* total, coeficiente de variação, eRMS) explicada pela variável independente (ângulo). O nível de significância foi  $\alpha \leq 0,05$ . O programa SPSS 15.0 foi utilizado em todos os cálculos.

## 5. RESULTADOS

Os resultados demonstraram que não houve interação entre ângulos e dedos, assim não foi necessário apresentar os resultados referentes aos dedos. Para tarefa de produção de torque máximo houve efeito da alteração do ângulo articular na resposta obtida pela soma dos dedos não intencionais da tarefa (torque *enslaving* total/ângulo). Entretanto, na produção de torque máximo na resposta alcançada pelo dedo intencional da tarefa (relação torque/ângulo), nenhum efeito foi encontrado. Além disso, na tarefa de controle de torque isométrico constante e contínuo, os resultados deste estudo não oferecem suporte à premissa da influência da variação do comprimento muscular nas variáveis de variabilidade e precisão.

### **5.1 - Produção de torque máximo**

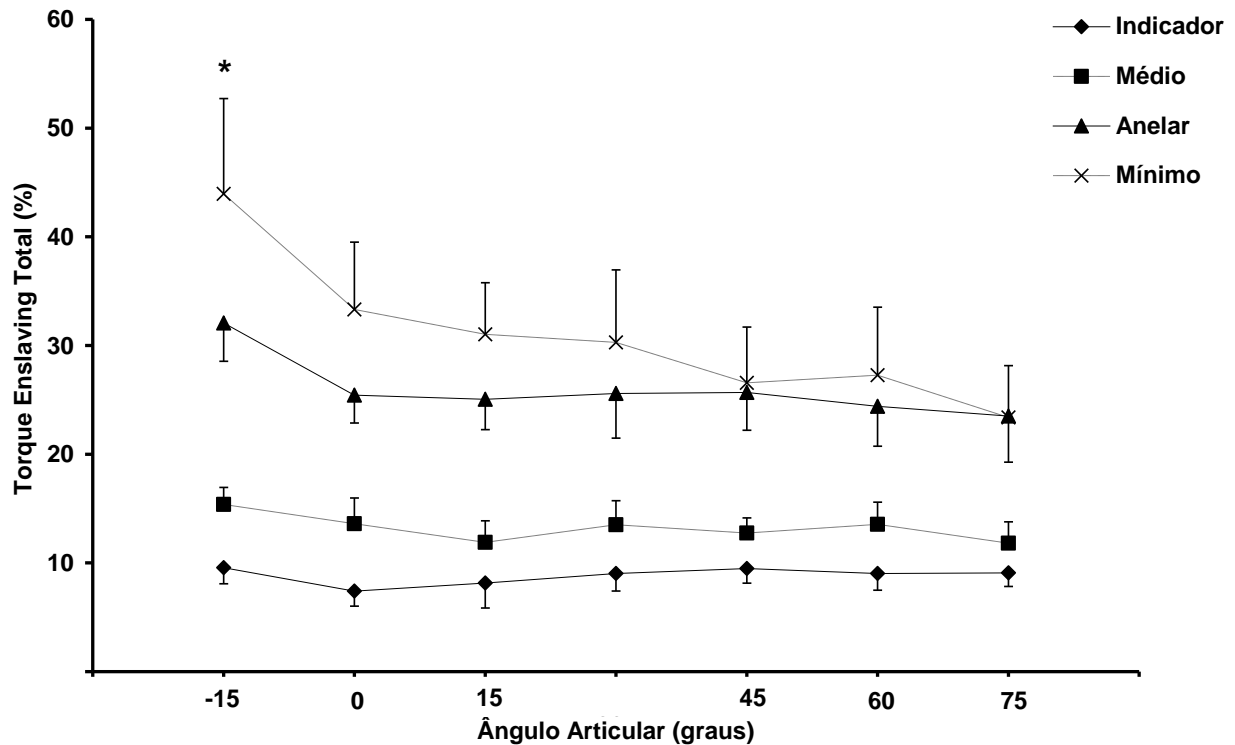
Como mostrado na Figura 4, a produção de maior pico de torque ocorreu no ângulo de 30 graus de flexão da articulação MCF dos dedos I, M, A e Mn, porém o dedo I apresentou uma discrepância no pico de torque no ângulo de 30 graus quando comparados com os dedos M, A e Mn.



**Figura 4.** Valores médios do torque máximo dos dedos (I, M, A e Mn) e respectivos erros-padrões em função de cada ângulo articular investigado na tarefa de  $TQ_{MAX}$ .

No entanto, a análise dos efeitos da alteração no comprimento muscular dos músculos flexores dos dedos na produção de torque máximo não revelou efeito para o fator ângulo [ $F(6; 60) = 1,316$ ;  $p = 0,264$ ;  $\eta^2 = 0,116$ ].

O comportamento da variável TE em relação à variação do ângulo articular é apresentado na Figura 5, e o maior índice de TE foi identificado a maiores comprimentos musculares principalmente nos dedos mais dependentes A e Mn.



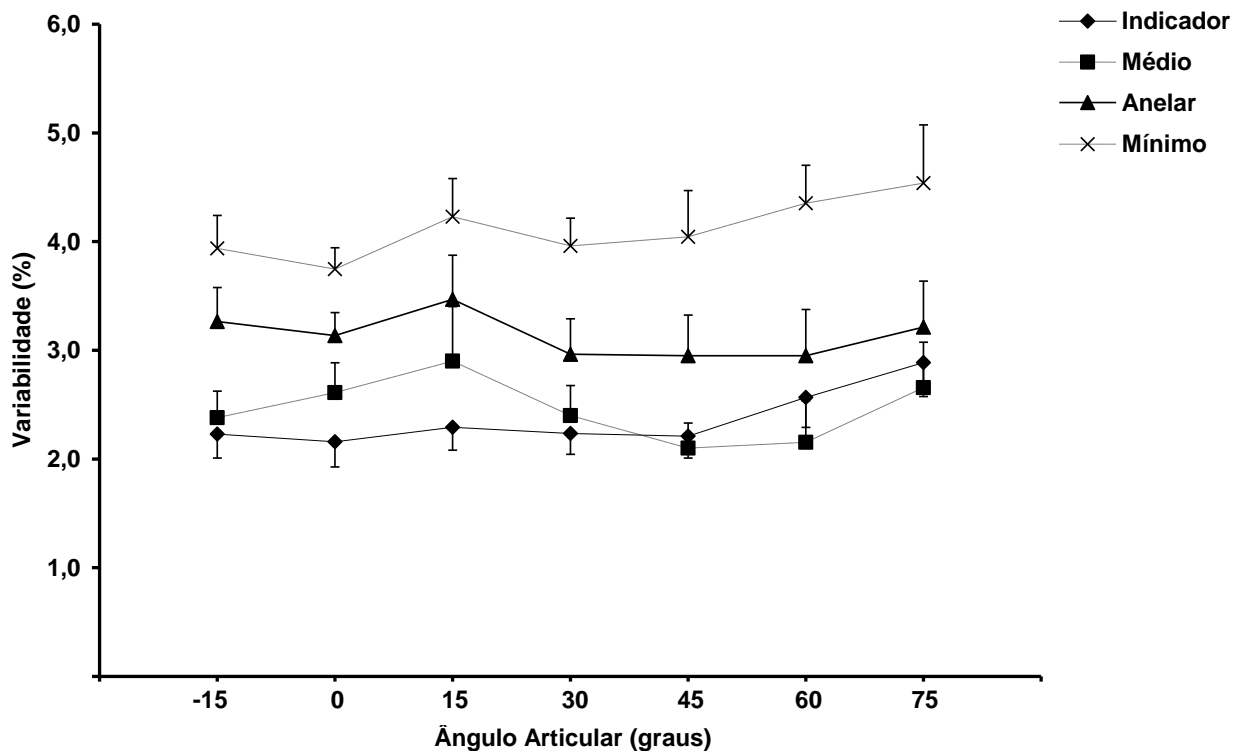
**Figura 5.** Valores médios do torque *enslaving* total dos dedos (I, M, A e Mn) e respectivos erros-padrões em função de cada ângulo articular investigado na tarefa de  $TQ_{MAX}$ . (\*) indica diferença no dedo Mínimo entre os ângulos articulares -15 e 75 graus ( $p = 0,05$ ). As posições articulares do eixo horizontal (x) se referem a valores angulares (menor ângulo é determinante de maiores comprimentos muscular e o maior ângulo de menores comprimentos da musculatura flexora dos dedos da mão).

A análise estatística apontou efeitos da alteração no comprimento muscular dos músculos flexores dos dedos durante a capacidade de produção de torque máximo na interdependência dos dedos da mão. Estes achados foram confirmados pela análise que revelou efeito para o fator ângulo [ $F(6; 60) = 2,256$ ;  $p = 0,05$ ;  $\eta^2 = 0,184$ ]. Comparações específicas indicaram diferença no torque *enslaving* total no dedo Mn entre os ângulos articulares -15 e 75 graus ( $p = 0,050$ ).

A Figura 5 demonstra que os dedos I e M foram os mais independentes e os dedos A e Mn foram os mais interdependentes.

## 5.2 - Controle de torque isométrico constante e contínuo

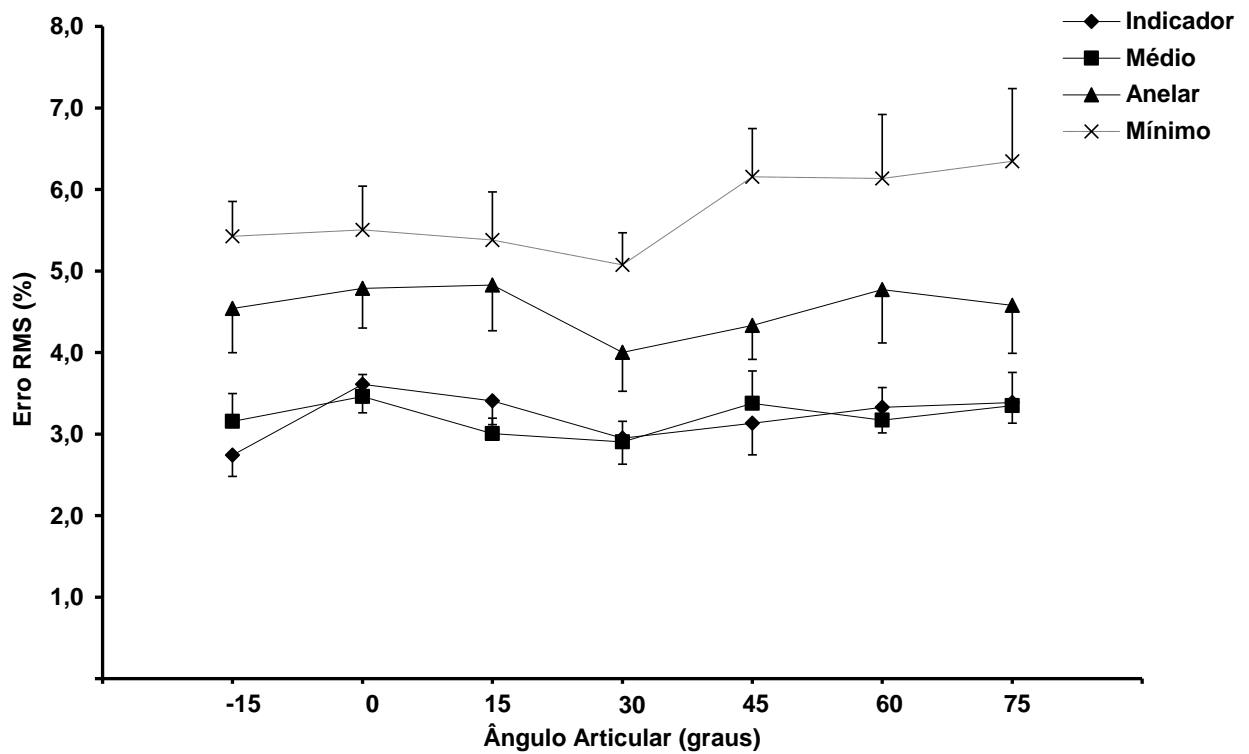
A variabilidade na resposta de controle de torque, medida através do coeficiente de variação da fase estável da tarefa de  $TQ_{CONST}$ , não diferiu entre os ângulos articulares testados, conforme apresenta Figura 6.



**Figura 6.** Valores médios da variabilidade dos dedos (I, M, A e Mn) e respectivos erros-padrões em função de cada ângulo articular investigado na tarefa de  $TQ_{CONST}$ .

Estes achados foram confirmados pela análise que não revelou efeito para o fator ângulo [ $F(6; 60) = 1,474$ ;  $p = 0,203$ ;  $\eta^2 = 0,128$ ].

A precisão da resposta motora foi medida através do erro RMS. Assim como para a variável referente à variabilidade, o erro RMS não diferiu entre os ângulos articulares testados, conforme apresenta Figura 7.



**Figura 7.** Valores médios do erro RMS dos dedos (I, M, A e Mn) e respectivos erros-padrões em função de cada ângulo articular investigado na tarefa de TQ<sub>CONST</sub>.

Estes achados foram suportados pela análise que não revelou efeito para o fator ângulo [ $F(6; 60) = 1,149; p < 0,345; \eta^2 = 0,103$ ].

## 6. DISCUSSÃO

Este estudo foi desenvolvido em dois experimentos. O primeiro analisou os efeitos da alteração do comprimento muscular na capacidade de produção de torque máximo na resposta obtida pelo dedo intencional da tarefa (relação torque-ângulo) e a soma dos dedos não intencionais da tarefa (torque *enslaving* total-ângulo). O segundo experimento avaliou os efeitos da alteração do comprimento muscular na interação sinérgica dos músculos flexores dos dedos da mão durante a tarefa de controle de torque isométrico constante e contínuo.

Assim sendo, este estudo teve como objetivo investigar os efeitos da alteração do comprimento muscular nos índices de interdependência e interação sinérgica entre os torques dos músculos flexores dos dedos da mão. Os resultados, em geral, mostraram que não houve efeito da alteração do comprimento muscular na produção de torque máximo na resposta obtida pelo dedo intencional. Além disso, mostraram que a resposta do índice de interdependência foi influenciada pela alteração dos ângulos articulares, isto é, pela alteração do comprimento muscular dos músculos flexores dos dedos da mão. O maior índice de interdependência foi identificado pelo aumento da variável torque *enslaving* total a maiores comprimentos musculares. Entretanto, os

resultados deste estudo não oferecem suporte à premissa da influência da variação do comprimento muscular nas variáveis de interação sinérgica.

### **6.1 - Produção de torque máximo**

Os achados desse estudo não revelaram efeitos da alteração no comprimento muscular dos músculos flexores dos dedos da mão na capacidade de produção de torque máximo na resposta obtida pelo dedo intencional da tarefa (relação torque-ângulo). Ainda que não tenha sido encontrado efeito, o dedo indicador apresentou uma discrepância no pico de torque no ângulo de 30 graus quando comparados com os dedos M, A e Mn. Talvez esse resultado decorra de estratégias neuromusculares vivenciadas anteriormente pelos sujeitos investigados, como a observação de tarefas diárias associadas principalmente com o movimento de oponência do polegar e indicador, resultando em uma maior capacidade de produção de torque nesta posição.

Outra questão que não podemos deixar de considerar é a importância da determinação do comportamento da relação T-A dos músculos flexores dos dedos. Kulig et al. (1984) em um artigo de revisão, reportou o comportamento da relação T-A em vários segmentos corporais tais como, ombro, cotovelo, tronco, quadril, joelho, tornozelo e mão. Especificamente para o segmento da mão, a relação T-A para os músculos extensores dos dedos da mão foi descrita, porém nenhum dado sobre a relação T-A dos músculos flexores dos dedos da mão foi reportado na literatura. No entanto, é de suma importância tal determinação para definir parâmetros metodológicos no uso de protocolos de reabilitação e de pesquisas que utilizam a produção de torque máximo.



Já os achados desse estudo quanto à alteração do comprimento muscular na capacidade de produção de torque máximo na resposta obtida pela soma do torque dos dedos não intencionais da tarefa (torque *enslaving* torque-ângulo), apresentaram efeitos significativos no dedo Mn entre os ângulos articulares -15 e 75 graus.

Estudos como Oliveira et al. (2008) já discutiam que a metodologia adotada por eles pudesse produzir efeitos na capacidade de produção de força máxima e alterar os valores de FE. Para analisarem a interdependência dos dedos da mão em relação a diferentes idades, utilizaram metodologicamente a análise dos movimentos de flexão e extensão numa mesma angulação da articulação MCF, resultando em conseqüente diferença no comprimento muscular dos músculos analisados. Assim, Oliveira et al. (2008) descrevem a explicação plausível quando relatam que a diferença dos valores de FE possa estar associada com diferenças no comprimento muscular dos músculos analisados. Todavia, se discute o relato de que a metodologia adotada por eles pudesse produzir efeitos na capacidade de produção de força máxima e alterar os valores de FE, pois nenhum efeito foi encontrado na produção de torque máximo na resposta obtida pelo dedo intencional da tarefa (curva torque-ângulo).

Assim, podemos relatar que a diferença dos valores de FE está associada com diferenças no comprimento muscular na tarefa de produção de torque máximo para a resposta obtida pela soma dos dedos não intencionais da tarefa (torque *enslaving* total-ângulo).

Este resultado poderia ser esperado partindo do conhecimento de que existem diferenças quanto à resposta da capacidade de produção de torque máximo do dedo intencional comparado com os dedos não intencionais da tarefa executada. A diferença na capacidade de produção de torque máximo do dedo intencional da tarefa pode nos

oferecer informações sobre o processo de adaptabilidade do sistema neuromuscular, nas quais os músculos atuam ao redor do seu comprimento ótimo, seja na região descendente ou ascendente da relação F-C. Isto é, a maior produção de força pode estar relacionada a um processo de melhor adaptação decorrente do aumento da demanda funcional (Herzog & Read, 1993). Já a diferença na capacidade de produção de torque máximo do dedo intencional da tarefa quanto à alteração no comprimento muscular talvez possa ser explicada pela existência de uma força passiva a maiores comprimentos, decorrente do acoplamento de elementos passivos na estrutura musculotendínea e possíveis alterações internas no componente elástico existente em nível de sarcômero (molécula titina) (Rassier et al., 1999).

Encontramos um estudo que pressupõe de que a força *enslaving* pode ser maior quando músculos flexores e extensores estiverem em uma posição mais alongada. Shim et al. (2006), a fim de verificarem os efeitos da alteração dos ângulos da articulação MCP no índice de interdependência, analisaram crianças e adultos durante a tarefa de produção de força máxima em movimento de flexão e extensão dos dedos da mão, em dois diferentes ângulos articulares e, arbitrariamente, selecionou seis indivíduos adultos dos 25 analisados no estudo. Como resultados, obtiveram que a FE foi ligeiramente menor em 80 graus do que em 20 graus de flexão. Para tanto, tais autores sugerem futuras investigações e que talvez esse resultado possa ser interpretado com pressupostos de que maior força *enslaving* pode estar relacionada à alteração do comprimento muscular, isto é, quando músculos flexores estiverem em uma posição mais alongada.

Deste modo, os resultados apresentados nesse estudo confirmam a hipótese de que, possivelmente a existência de uma força passiva a maiores comprimentos

musculares poderia provocar um aumento do índice de torque *enslaving* a maiores comprimentos dos músculos flexores dos dedos da mão, isto é, menores ângulos flexores da articulação MCF.

No que se refere à explicação da incapacidade do controle de independência dos dedos da mão, sabemos da existência de fatores centrais: a) sobreposição da representação anatômica dos dedos na área correspondente à mão no córtex motor primário; b) disparo sincrônico das células corticais; c) e o estímulo neural comum para múltiplos músculos (Schieber & Hibbard, 1993; Bremner et al., 1991; Fetz & Cheney, 1980) e fatores periféricos: a) complexidade das ramificações tendíneas e musculares no antebraço; b) combinada com o tecido conjuntivo que interliga os dedos da mão uns aos outros; c) ações reflexas de estiramento tônico e fásico (com não envolvimento de “intenção”) (Landsmeer & Long, 1965; Long et al., 1970).

Assim, além dos fatores periféricos acima citados, talvez seja possível que nossos resultados abordem uma nova visão quanto aos fatores periféricos que explicam a incapacidade do controle de independência. Poderíamos considerar que o gesto coordenado e controlado pode ser influenciado pelas interações estabelecidas entre as alterações de componentes passivos existentes em nível de sarcômero e estrutura músculo-tendínea, e dedos não intencionados na tarefa.

## **6.2 - Controle de torque isométrico constante e contínuo**

Muitas das tarefas de manipulação requerem não só ação independente dos dedos da mão, mas também que a interação entre os músculos dos dedos da mão seja precisamente controlada. Dessa forma, os efeitos da alteração do comprimento

muscular na ação sinérgica dos músculos flexores dos dedos da mão foram também investigados.

A manipulação de multi-dígitos é, pela sua natureza, uma tarefa manipulativa redundante, no qual o sistema deve acomodar e integrar estratégias de controle em tempo real. Além disso, a existência de déficits no controle sinérgico dos movimentos dos dedos da mão pode levar ao pobre desempenho de tarefas manipulativas, freqüentemente requeridas em nosso cotidiano.

A variabilidade na resposta motora é uma das variáveis que vem sendo utilizada para verificarmos o controle sinérgico dos múltiplos dedos. Tradicionalmente, ela tem sido utilizada como um índice de sucesso na realização da tarefa, isto é, alta variabilidade tem sido associada com baixo desempenho. No contexto, pode ser interpretada como ruído intrínseco do sistema sensório-motor, irrelevante e não funcional (Schmidt et al., 1979). Já que existe a visão de que a variável variabilidade tem suas raízes nos pressupostos teóricos de controle motor, em que a redução da variabilidade na resposta motora é atingida pela redução do ruído intrínseco do sistema neuromotor (Meyer et al., 1988; Van Galen & De Jong, 1995), nosso estudo teve como objetivo verificar se a alteração do comprimento muscular influenciaria esta variável.

Contrariamente ao que foi postulado na hipótese de que a interação sinérgica dos músculos flexores dos dedos da mão seria melhor a maiores comprimentos musculares, quando analisado o índice de variabilidade, nenhuma resposta foi verificada para a interação sinérgica dos dedos da mão em relação ao índice de variabilidade do sistema neuromotor. Segundo Roszek et al. (1994) níveis ótimos de ativação de unidades motoras são registrados quando os músculos são testados em tarefas que requerem níveis de contração submáxima a maiores comprimentos musculares. Fuchs & Wang (1991) e Patel et al. (1997) também descrevem que devido

a proximidade entre os miofilamentos a maiores comprimentos musculares existe uma diminuição do espaço entre os miofilamentos e conseqüente aumento da sensibilidade do  $\text{Ca}^{2+}$ , permitindo maior interação das pontes cruzadas.

Entretanto, existem questões que devem ser consideradas no mecanismo de envolvimento da variabilidade na resposta de controle em função do nível relativo de força utilizada na tarefa de controle de torque isométrico constante e contínuo. Kras et al. (2007) analisaram metodologicamente diferentes níveis relativos de força e encontraram distintas respostas do índice de variabilidade. Slifkin e Newell (1999), também investigaram a produção de força constante e contínua em diferentes níveis relativos de força máxima e os resultados demonstraram que até cerca de 45% da força máxima, a variabilidade na resposta de controle foi relativamente menor. Segundo os autores, até cerca de 45% da força máxima o fenômeno de somação espacial parece ser responsável pela produção de força constante e, acima deste nível, o fenômeno de somação temporal é utilizado. Isto significa que, incrementos de força acima de 45% resultam de correspondentes aumentos no número e tamanho das unidades motoras recrutadas. Uma vez que, para manter uma força constante em níveis mais altos, é necessária além da atividade das fibras de contração lenta, a atividade de fibras de contração rápida. Sabemos que as fibras musculares rápidas possuem uma rápida fadigabilidade e isso resultará em atividade fásica intermitente com conseqüente flutuação na resposta de controle, ou seja, em maior variabilidade.

Assim, é possível que se tivéssemos utilizado como *feedback* visual percentuais maiores de 20% da força máxima do sujeito, gerando uma maior variabilidade do sistema neuromotor, poderíamos encontrar algum efeito da alteração do comprimento muscular na resposta de interação sinérgica dos músculos dos dedos da mão. Desta

forma, sugerimos futuros trabalhos que possam variar os níveis relativos de torque utilizado na metodologia.

Deste modo, a opinião de que a alteração da posição da articulação possa por si só representar uma posição favorável na otimização do desempenho motor, não foi confirmada.

Embora exista um índice de variabilidade para analisar a estabilidade dos dedos ao executar o movimento, alguns estudos utilizam o índice de precisão que depende do controle das forças aplicadas sobre o objeto cujas características de peso, forma e superfície de contato dos dedos são captadas pelo sistema sensorial através da visão e receptores cinestésicos. Estas características permitem ao sistema nervoso obter informações necessárias aos ajustes neuromusculares, sensorial visual, proprioceptivo e tátil (Oliveira et al., 2005).

Nesse estudo, a medida de precisão da resposta motora foi medida através do Erro *Root Mean Square*. O *eRMS* representa o erro em atingir o alvo para o qual baixos escores significam melhor precisão (Slifkin & Newell, 2000; Deutsch & Newell, 2001). Igualmente, como para as variáveis referentes à variabilidade, a precisão da resposta motora não sofreu efeito da variação dos ângulos articulares.

Assim sendo, os resultados sobre o controle de torque isométrico e constante deste estudo talvez possam trazer indícios de que alteração na posição articular da articulação MCP não resulta em efeito substancial na resposta motora. Rosenbaum et al. (1992) relatam que efeitos antecipatórios na seleção de uma específica combinação no recrutamento neuro-motor indicam planejamento, neste contexto, é possível que os indivíduos tenham sido capazes de utilizar adequadamente estratégias neuro-motoras

que lhes possibilitaram atingir a meta solicitada para a tarefa em questão, independente da angulação da articulação MCP.

## 7. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O principal objetivo deste estudo foi investigar os efeitos da alteração do comprimento muscular nos índices de torque, interdependência e interação sinérgica dos músculos flexores dos dedos da mão. Os resultados demonstraram que não houve efeito da alteração do comprimento muscular sobre a resposta de produção de torque máximo para o dedo que executou intencionalmente a tarefa, entretanto, para a resposta dos dedos não intencionais o efeito foi significativo para o dedo mais dependente. Para a produção de controle de torque isométrico constante e contínuo, não houve efeito substancial na resposta motora, tanto para o índice de desempenho, quanto para o de precisão.

Deste modo, concluímos que a variação do ângulo articular não influencia a produção de torque máximo, entretanto terá uma resposta significativa no índice de interdependência dos dedos da mão. Ainda, na resposta da interação sinérgica dos dedos da mão, quando a tarefa realizada em um nível relativamente baixo, é provável que os indivíduos tenham sido capazes de utilizar estratégias neuromotoras, possibilitando atingir a meta solicitada para a tarefa em questão, independente da angulação MCP.



Além disso, admite-se que talvez uma das limitações deste estudo tenha sido a realização da tarefa de controle de torque isométrico constante e contínuo em um nível relativamente baixo. Desta forma, acredita-se que pesquisas futuras possam ser conduzidas baseadas nesta visão.

No entanto, é de suma importância salientarmos que nosso estudo possa acrescentar dados importantes para determinação de exercícios de reabilitação que tenham como objetivo o ganho de força, interdependência e controle motor dos dedos da mão, além de auxílio para simulações de modelos computacionais (próteses), modelos matemáticos para robótica e determinação de parâmetros metodológicos para futuras pesquisas.

## 8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Bernstein, N. (1960). Rehabilitating a child with a severe feeding problem. *J Am Diet Assoc*, 36, 131-133.
- Binder-Macleod, S. A., Lee, S. C., Russ, D. W., & Kucharski, L. J. (1998). Effects of activation pattern on human skeletal muscle fatigue. *Muscle Nerve*, 21(9), 1145-1152.
- Blix, M. (1891) Die lange und die spannung des muskels., *Skand Arch Physiol*, 295-318.
- Bremner, F. D., Baker, J. R., & Stephens, J. A. (1991). Effect of task on the degree of synchronization of intrinsic hand muscle motor units in man. *J Neurophysiol*, 66(6), 2072-2083.
- Buchanan, T. S., Rovai, G. P., & Rymer, W. Z. (1989). Strategies for muscle activation during isometric torque generation at the human elbow. *J Neurophysiol*, 62(6), 1201-1212.
- Danion, F., Schoner, G., Latash, M. L., Li, S., Scholz, J. P., & Zatsiorsky, V. M. (2003). A mode hypothesis for finger interaction during multi-finger force-production tasks. *Biol Cybern*, 88(2), 91-98.
- Deutsch, K. M., & Newell, K. M. (2001). Age differences in noise and variability of isometric force production. *J Exp Child Psychol*, 80(4), 392-408.
- Fetz, E. E., & Cheney, P. D. (1980). Postspike facilitation of forelimb muscle activity by primate corticomotoneuronal cells. *J Neurophysiol*, 44(4), 751-772.
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *J Exp Psychol*, 47(6), 381-391.
- Fuchs, F., & Wang, Y. P. (1991). Force, length, and Ca<sup>2+</sup>-troponin C affinity in skeletal muscle. *Am J Physiol*, 261(5 Pt 1), C787-792.
- Gelfand, I. M., & Latash, M. L. (1998). On the problem of adequate language in motor control. *Motor Control*, 2(4), 306-313.
- Godt, R. E., & Maughan, D. W. (1981). Influence of osmotic compression on calcium activation and tension in skinned muscle fibers of the rabbit. *Pflugers Arch*, 391(4), 334-337.
- Gordon, A. M., Huxley, A. F., & Julian, F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*, 184(1), 170-192.
- Hager-Ross, C., & Schieber, M. H. (2000). Quantifying the independence of human finger movements: comparisons of digits, hands, and movement frequencies. *J Neurosci*, 20(22), 8542-8550.
- Herzog, W., Guimaraes, A. C., Anton, M. G., & Carter-Erdman, K. A. (1991). Moment-length relations of rectus femoris muscles of speed skaters/cyclists and runners. *Med Sci Sports Exerc*, 23(11), 1289-1296.

- Herzog, W., & Read, L. J. (1993). Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J Anat*, 182 ( Pt 2), 213-230.
- Huxley, A. F. (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem*, 7, 255-318.
- Kang, N., Shinohara, M., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2004). Learning multi-finger synergies: an uncontrolled manifold analysis. *Exp Brain Res*, 157(3), 336-350.
- Koh, T. J., & Herzog, W. (1998). Excursion is important in regulating sarcomere number in the growing rabbit tibialis anterior. *J Physiol*, 508 ( Pt 1), 267-280.
- Kras, B.C., Rodrigues, A.M., Loss, J.F., Petersen, R.D.S., Oliveira, M.A. (2007). Efeitos da posição da articulação do cotovelo no controle de torque de supinação do antebraço em jovens adultos. *Revista Brasileira de Fisioterapia, São Carlos*, v. 11, n. 6, p. 487-493.
- Kulig, K., Andrews, J. G., & Hay, J. G. (1984). Human strength curves. *Exerc Sport Sci Rev*, 12, 417-466.
- Lambert, C. R., Gladden, L. B., & Stainsby, W. N. (1979). Length-dependent activation of in situ canine skeletal muscle. *Am J Physiol*, 237(1), C38-42.
- Landsmeer, J. M., & Long, C. (1965). The mechanism of finger control, based on electromyograms and location analysis. *Acta Anat (Basel)*, 60(3), 330-347.
- Latash, M. L. (2000). The organization of quick corrections within a two-joint synergy in conditions of unexpected blocking and release of a fast movement. *Clin Neurophysiol*, 111(6), 975-987.
- Latash, M.L., Danion, F., Schoez, J.F., Zatsiorsky, V.M., Shoner, G. (2003). Approaches to analysis of handwriting as a tool of coordinating a redundant motor system. *Human Movement Science* 22, 153-171.
- Latash, M. L., Gelfand, I. M., Li, Z. M., & Zatsiorsky, V. M. (1998). Changes in the force-sharing pattern induced by modifications of visual feedback during force production by a set of fingers. *Exp Brain Res*, 123(3), 255-262.
- Latash, M. L., Kang, N., & Patterson, D. (2002). Finger coordination in persons with Down syndrome: atypical patterns of coordination and the effects of practice. *Exp Brain Res*, 146(3), 345-355.
- Latash, M. L., Li, Z. M., & Zatsiorsky, V. M. (1998). A principle of error compensation studied within a task of force production by a redundant set of fingers. *Exp Brain Res*, 122(2), 131-138.
- Latash, M. L., Shim, J. K., & Zatsiorsky, V. M. (2004a). Is there a timing synergy during multi-finger production of quick force pulses? *Exp Brain Res*, 159(1), 65-71.
- Latash, M. L., Shim, J. K., & Zatsiorsky, V. M. (2004b). Is there a timing synergy during multi-finger production of quick force pulses? *Psychopharmacology (Berl)*, 177(1-2), 217-223.
- Li, S., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2004). Effects of motor imagery on finger force responses to transcranial magnetic stimulation. *Brain Res Cogn Brain Res*, 20(2), 273-280.
- Li, Z. M., Dun, S., Harkness, D. A., & Brininger, T. L. (2004). Motion enslaving among multiple fingers of the human hand. *Motor Control*, 8(1), 1-15.
- Li, Z. M., Latash, M. L., Newell, K. M., & Zatsiorsky, V. M. (1998). Motor redundancy during maximal voluntary contraction in four-finger tasks. *Exp Brain Res*, 122(1), 71-78.
- Li, Z. M., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1998). Force sharing among fingers as a model of the redundancy problem. *Exp Brain Res*, 119(3), 276-286.
- Long, C., 2nd, Conrad, P. W., Hall, E. A., & Furler, S. L. (1970). Intrinsic-extrinsic muscle control of the hand in power grip and precision handling. An electromyographic study. *J Bone Joint Surg Am*, 52(5), 853-867.

- Malerich, M. M., Baird, R. A., McMaster, W., & Erickson, J. M. (1987). Permissible limits of flexor digitorum profundus tendon advancement--an anatomic study. *J Hand Surg [Am]*, *12*(1), 30-33.
- Martyn, D. A., & Gordon, A. M. (1988). Length and myofilament spacing-dependent changes in calcium sensitivity of skeletal fibres: effects of pH and ionic strength. *J Muscle Res Cell Motil*, *9*(5), 428-445.
- Matsumura, M., Chen, D., Sawaguchi, T., Kubota, K., & Fetz, E. E. (1996). Synaptic interactions between primate precentral cortex neurons revealed by spike-triggered averaging of intracellular membrane potentials in vivo. *J Neurosci*, *16*(23), 7757-7767.
- Meyer, D. E.; Abrams, R. A.; Kornblum, S.; Wright, C. E.; Smith, J. E. K. (1988). Optimality in human motor performance: ideal control of rapid aimed movements. *Psychological review*, v. 95, p. 340 – 370.
- Newell, K. M., & Carlton, L. G. (1988). Force variability in isometric responses. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, *14*(1), 37-44.
- Newell, K. M., Inledon, T., Bodfish, J. W., & Sprague, R. L. (1999). Variability of stereotypic body-rocking in adults with mental retardation. *Am J Ment Retard*, *104*(3), 279-288.
- Oldfield, R. C. (1971). The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, *9*(1), 97-113.
- Oliveira, M. A., & Shim, J. K. (2007). Redundância Motora: o problema de graus de liberdade na ciência do movimento humano. *Rev Bras de Ciência do Esporte*, in press.
- Oliveira, M. A., Shim, J. K., Loss, J. F., Petersen, R. D., & Clark, J. E. (2006). Effect of kinetic redundancy on hand digit control in children with DCD. *Neurosci Lett*, *410*(1), 42-46.
- Oliveira, M. A., Loss, J. F., Petersen, R. D. S. (2005). Controle de força e torque isométrico em crianças com DCD. *Rev Bras Educ Fís Esp*, v.19, n.2, p.89-103.
- Patel, J. R., McDonald, K. S., Wolff, M. R., & Moss, R. L. (1997). Ca<sup>2+</sup> binding to troponin C in skinned skeletal muscle fibers assessed with caged Ca<sup>2+</sup> and a Ca<sup>2+</sup> fluorophore. Invariance of Ca<sup>2+</sup> binding as a function of sarcomere length. *J Biol Chem*, *272*(9), 6018-6027.
- Pollack, G. H. (1983). The cross-bridge theory. *Physiol Rev*, *63*(3), 1049-1113.
- Rassier, D. E., & Herzog, W. (2002). Force enhancement following an active stretch in skeletal muscle. *J Electromyogr Kinesiol*, *12*(6), 471-477.
- Rassier, D. E., Herzog, W., & Pollack, G. H. (2003). Dynamics of individual sarcomeres during and after stretch in activated single myofibrils. *Proc Biol Sci*, *270*(1525), 1735-1740.
- Rassier, D. E., Herzog, W., Wakeling, J., & Syme, D. A. (2003). Stretch-induced, steady-state force enhancement in single skeletal muscle fibers exceeds the isometric force at optimum fiber length. *J Biomech*, *36*(9), 1309-1316.
- Rassier, D. E., MacIntosh, B. R., & Herzog, W. (1999). Length dependence of active force production in skeletal muscle. *J Appl Physiol*, *86*(5), 1445-1457.
- Reilly, K. T., & Hammond, G. R. (2000). Independence of force production by digits of the human hand. *Neurosci Lett*, *290*(1), 53-56.
- Rosenbaum, D. A.; Barnes, H. J.; Vaughan, J; Jorgensen, M. J. (1992). Time course of movement planning: Selection of handgrips for object manipulation. *Journal of Experimental Psychology*, v. 18, p. 1058 – 1073.
- Roszek, B., Baan, G. C., & Huijing, P. A. (1994). Decreasing stimulation frequency-dependent length-force characteristics of rat muscle. *J Appl Physiol*, *77*(5), 2115-2124.
- Schieber, M. H. (1991). Individuated finger movements of rhesus monkeys: a means of quantifying the independence of the digits. *J Neurophysiol*, *65*(6), 1381-1391.
- Schieber, M. H., & Hibbard, L. S. (1993). How somatotopic is the motor cortex hand area? *Science*, *261*(5120), 489-492.

- Schieber, M. H., & Santello, M. (2004). Hand function: peripheral and central constraints on performance. *J Appl Physiol*, 96(6), 2293-2300.
- Shim, J. K., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2003a). The human central nervous system needs time to organize task-specific covariation of finger forces. *Neurosci Lett*, 353(1), 72-74.
- Shim, J. K., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2003b). Prehension synergies: trial-to-trial variability and hierarchical organization of stable performance. *Exp Brain Res*, 152(2), 173-184.
- Shim, J. K., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2004). Finger coordination during moment production on a mechanically fixed object. *Exp Brain Res*, 157(4), 457-467.
- Shim, J. K., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2005a). Prehension synergies in three dimensions. *J Neurophysiol*, 93(2), 766-776.
- Shim, J. K., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2005b). Prehension synergies: trial-to-trial variability and principle of superposition during static prehension in three dimensions. *J Neurophysiol*, 93(6), 3649-3658.
- Shim, J. K., Lay, B. S., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2004). Age-related changes in finger coordination in static prehension tasks. *J Appl Physiol*, 97(1), 213-224.
- Shim, J. K., Oliveira, M. A., Hsu, J., Huang, J., Park, J., & Clark, J. E. (2007). Hand digit control in children: age-related changes in hand digit force interactions during maximum flexion and extension force production tasks. *Exp Brain Res*, 176(2), 374-386.
- Shim, J. K., Park, J., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2006). Adjustments of prehension synergies in response to self-triggered and experimenter-triggered load and torque perturbations. *Exp Brain Res*, 175(4), 641-653.
- Schmidt, R. A.; Zelaznik, H. N.; Hawkins, B.; Frank, J. S.; Quinn, J. T. (1979) Motor-output variability: a theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological Review*, v. 86, p. 415 – 451.
- Shinohara, M., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2003). Age effects on force produced by intrinsic and extrinsic hand muscles and finger interaction during MVC tasks. *J Appl Physiol*, 95(4), 1361-1369.
- Shinohara, M., Li, S., Kang, N., Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2003). Effects of age and gender on finger coordination in MVC and submaximal force-matching tasks. *J Appl Physiol*, 94(1), 259-270.
- Slifkin, A. B., & Brener, J. (1998). Control of operant response force. *J Exp Psychol Anim Behav Process*, 24(4), 431-438.
- Smits-Engelsman, B. C., & Van Galen, G. P. (1997). Dysgraphia in children: lasting psychomotor deficiency or transient developmental delay? *J Exp Child Psychol*, 67(2), 164-184.
- Stennett, R., Ogino, K., Morgan, J. P., & Burkhoff, D. (1996). Length-dependent activation in intact ferret hearts: study of steady-state Ca(2+)-stress-strain interrelations. *Am J Physiol*, 270(6 Pt 2), H1940-1950.
- Tabary, J. C., Tardieu, C., Tardieu, G., Tabary, C., & Gagnard, L. (1976). Functional adaptation of sarcomere number of normal cat muscle. *J Physiol (Paris)*, 72(3), 277-291.
- Turvey, M. T. (1990). Coordination. *Am Psychol*, 45(8), 938-953.
- van Galen, G. P., Portier, S. J., Smits-Engelsman, B. C., & Schomaker, L. R. (1993). Neuromotor noise and poor handwriting in children. *Acta Psychol (Amst)*, 82(1-3), 161-178.
- Van Galen, G. P.; De Jong, W. P. (1995). Fitt's law as the outcome of a dynamic noise filtering model of motor control. *Human Movement Science*, v. 14, p. 539 – 571.
- Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (2000). Rambling and trembling in quiet standing. *Motor Control*, 4(2), 185-200.

- Zatsiorsky, V. M., Gao, F., & Latash, M. L. (2003). Finger force vectors in multi-finger prehension. *J Biomech*, 36(11), 1745-1749.
- Zatsiorsky, V. M., Gregory, R. W., & Latash, M. L. (2002a). Force and torque production in static multifinger prehension: biomechanics and control. I. Biomechanics. *Biol Cybern*, 87(1), 50-57.
- Zatsiorsky, V. M., Gregory, R. W., & Latash, M. L. (2002b). Force and torque production in static multifinger prehension: biomechanics and control. II. Control. *Biol Cybern*, 87(1), 40-49.
- Zatsiorsky, V. M., & Latash, M. L. (2004). Prehension synergies. *Exerc Sport Sci Rev*, 32(2), 75-80.
- Zatsiorsky, V. M., Li, Z. M., & Latash, M. L. (1998). Coordinated force production in multi-finger tasks: finger interaction and neural network modeling. *Biol Cybern*, 79(2), 139-150.
- Zatsiorsky, V. M., Li, Z. M., & Latash, M. L. (2000). Enslaving effects in multi-finger force production. *Exp Brain Res*, 131(2), 187-195.

## ANEXO 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO

Principal Investigator: Dr. Jae Kun Shim

Appendix II: Form A

### INFORMED CONSENT FORM (ADULTS)

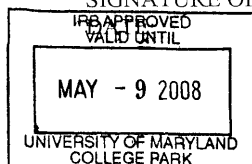
<b>Project Title</b>	<i>Pressing and prehension synergies</i>
<b>Statement of Age</b>	<i>I state that I am at least 18 years of age and wish to participate in a program of research being conducted by Jae Kun Shim, PhD in the Department of Kinesiology at the University of Maryland, College Park.</i>
<b>Purpose of Study</b>	<i>The purpose of this research is to examine the force patterns generated at the fingers when a certain total force is specified to be produced.</i>
<b>Procedures</b>	<i>I will be asked to produce forces of varying intensity with fingers by pressing on force sensors located on a table while watching a computer screen. Electric signals produced by forearm muscles will be recorded from electrodes placed on the forearm skin. The task will require one lab visit which will take approximately 60 minutes. I will be rewarded with \$10 for participating in this study.</i>
<b>Confidentiality</b>	<i>All information collected in this study is confidential to the extent permitted by law. I understand that the data I provide will be grouped with data others provide for reporting and presentation and that my name will not be used. All data will be stored in a lockable file cabinet and only the principal investigator and his collaborators will have access to the cabinet.</i>
<b>Risks</b>	<i>I understand that I may experience the discomfort of muscle soreness following testing.</i>
<b>Benefits, freedom to withdraw, &amp; Ability to Ask Questions</b>	<i>The experiment is not designed to help me personally, but to help the investigator learn more about finger coordination in human. I am free to ask questions or withdraw from participation at any time and without penalty.</i>
<b>Contact Information of Investigator</b>	<i>Marcio A. Oliveira, PhD (email: <a href="mailto:marcio@umd.edu">marcio@umd.edu</a>) Jae Kun Shim, PhD (e-mail: <a href="mailto:jkshim@umd.edu">jkshim@umd.edu</a>) 2136 HHP Bldg., The Department of Kinesiology University of Maryland, College Park, MD 20742</i>
<b>Contact Information of Institutional Review Board</b>	<i>If you have questions about your rights as a research subject or wish to report a research-related injury, please contact: Institutional Review Board Office, University of Maryland, College Park, Maryland, 20742; e-mail: <a href="mailto:irb@deans.umd.edu">irb@deans.umd.edu</a>; telephone: 301-405-4212</i>

NAME OF SUBJECT:

BIRTHDATE OF SUBJECT:

(dd/mm/yy)

SIGNATURE OF SUBJECT \_\_\_\_\_



## ANEXO 2 - RESULTADOS DAS ANÁLISES DE NORMALIDADE

Variável x Condição	Shapiro-Wilk		
	Estatístico	Graus de liberdade	Sig.
TORQUE x ÂNGULO			
It15neg	,920	11	,320
Mt15neg	,867	11	,071
At15neg	,893	11	,151
Mnt15neg	,965	11	,836
It0	,929	11	,397
Mt0	,903	11	,199
At0	,935	11	,466
Mnt0	,890	11	,140
It15	,914	11	,270
Mt15	,944	11	,573
At15	,900	11	,187
Mnt15	,899	11	,181
It30	,837	11	,028*
Mt30	,792	11	,007*
At30	,948	11	,623
Mnt30	,985	11	,987
It45	,864	11	,065
Mt45	,915	11	,278
At45	,908	11	,228
Mnt45	,921	11	,324
It60	,885	11	,121
Mt60	,910	11	,241
At60	,965	11	,828
Mnt60	,833	11	,026*
It75	,907	11	,222
Mt75	,850	11	,043*
At75	,920	11	,321
Mnt75	,966	11	,840
<b>TORQUE ENSLAVING X ÂNGULO</b>			
It15neg	,926	11	,372
Mt15neg	,908	11	,228



At15neg	,853	11	,046*
Mnt15neg	,820	11	,017*
It0	,876	11	,092
Mt0	,933	11	,441
At0	,945	11	,584
Mnt0	,827	11	,021*
It15	,839	11	,031*
Mt15	,938	11	,500
At15	,950	11	,645
Mnt15	,938	11	,500
It30	,943	11	,554
Mt30	,942	11	,540
At30	,949	11	,630
Mnt30	,779	11	,005*
It45	,933	11	,444
Mt45	,921	11	,330
At45	,983	11	,979
Mnt45	,904	11	,208
It60	,927	11	,379
Mt60	,966	11	,842
At60	,858	11	,054
Mnt60	,749	11	,002*
It75	,979	11	,957
Mt75	,940	11	,519
At75	,804	11	,011*
Mnt75	,780	11	,005*
<b>VARIABILIDADE X ÂNGULO</b>			
It15neg	,827	11	,021*
Mt15neg	,879	11	,102
At15neg	,961	11	,786
Mnt15neg	,826	11	,021*
It0	,957	11	,731
Mt0	,978	11	,951
At0	,938	11	,502
Mnt0	,972	11	,903
It15	,929	11	,401
Mt15	,890	11	,139

At15	,823	11	,019*
Mnt15	,937	11	,490
It30	,933	11	,444
Mt30	,968	11	,870
At30	,931	11	,423
Mnt30	,954	11	,701
It45	,944	11	,567
Mt45	,891	11	,142
At45	,796	11	,008*
Mnt45	,889	11	,136
It60	,931	11	,421
Mt60	,711	11	,001*
At60	,881	11	,107
Mnt60	,946	11	,593
It75	,961	11	,786
Mt75	,828	11	,022*
At75	,712	11	,001*
Mnt75	,931	11	,423
<b>ERRO RMS X ÂNGULO</b>			
It15neg	,854	11	,048*
Mt15neg	,777	11	,005*
At15neg	,958	11	,741
Mnt15neg	,929	11	,402
It0	,957	11	,730
Mt0	,906	11	,218
At0	,913	11	,261
Mnt0	,870	11	,077
It15	,954	11	,697
Mt15	,879	11	,102
At15	,865	11	,067
Mnt15	,936	11	,476
It30	,906	11	,220
Mt30	,921	11	,324
At30	,938	11	,496
Mnt30	,863	11	,063
It45	,882	11	,109
Mt45	,944	11	,573
At45	,926	11	,372

Mnt45	,940	11	,522
It60	,938	11	,497
Mt60	,902	11	,196
At60	,943	11	,561
Mnt60	,863	11	,063
It75	,961	11	,784
Mt75	,879	11	,102
At75	,817	11	,016*
Mnt75	,881	11	,106

\* valores indicativos de distribuição não-paramétrica. Nos dois casos a análise estatística aplicada foi Análise de Variância para Medidas Repetidas, que, de acordo com Maia (2004), apresenta robustez suficiente para infrações de normalidade.

MAIA, J. Análise de Variância. Universidade do Porto. 2004.