

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

**COORDENAÇÃO E CONTROLE MOTOR.  
UM ESTUDO SOBRE A POSIÇÃO DE COORDENAÇÃO DO  
MÉTODO DE PIRET E BÉZIERS**

**Cristiane Krás Borges**

**Porto Alegre**

**2009**

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

**COORDENAÇÃO E CONTROLE MOTOR.  
UM ESTUDO SOBRE A POSIÇÃO DE COORDENAÇÃO DO  
MÉTODO DE PIRET E BÉZIERS**

**Cristiane Krás Borges**

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.

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

**Porto Alegre**

**2009**

## CATALOGAÇÃO NA FONTE

B732c Borges, Cristiane Krás

Coordenação do controle motor: um estudo sobre a posição de coordenação do método de Piret e Béziere. / Cristiane Krás Borges. / Porto Alegre: UFRGS, 2009.

81f., il.

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

1. Controle motor. 2. Coordenação motora. 3. Torque. 4. Variabilidade e irregularidade. I. Título. III. Petersen, Ricardo Demétrio de Souza, orientador.

CDU: 796.012.3

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

*“Não imaginas de quanto somos capazes no ímpeto de nosso sangue  
e no amor do coração! Podemos, numa hora de coragem... audazes...  
Podemos em lampejos de fé... fugazes... Mudar o rumo do destino  
com as próprias mãos!”  
(Thiago Würth)*

## **AGRADECIMENTOS**

A Deus primeiramente por me dar a oportunidade da vida!

A todos aqueles que fisicamente ou não, estiveram comigo nessa etapa percorrida... Minha profunda gratidão. Que eu possa retribuir-lhes o apoio, a compreensão, o incentivo e o amor que a todo o momento recebi.

Aos meus pais: Walter e Ináh... À Paola, filha amada, meus queridos irmãos: Beto, Lelo, Lú, Mauri... À Ingrid, minha filha do coração... Ao Dante, pelo carinho com que construiu parte deste experimento... e ao querido Estevão que com as suas abençoadas mãos ilustraram esta dissertação. Incansáveis e incontáveis amigos aqui representados pelas minhas queridas Cláudia, Mel, Carol Koury... Espero que cada um de vocês saiba o quanto nossos laços se fortaleceram por terem me acompanhado nessa caminhada, ainda que por vezes, à distância... Aos meus alunos e pacientes, por quem também vim buscar por algo mais... Aos meus colegas "Esefianos", verdadeiros companheiros de viagem... Professores e funcionários-amigos deste programa, muito obrigada!

Querido professor Ricardo Demétrio de Souza Petersen que com sua tranqüilidade, sempre me apoiou...

Professor Jefferson Fagundes Loss, devo muito a ti. De coração, muito obrigada!

Irmãzinha Jaque, que bom que tu estavas junto comigo tornando mais leve a jornada!

Márcio, pra ti, meu querido, não há palavras, somente o amor incondicional que veio para ficar através deste mestrado.

## SUMÁRIO

### LISTA DE FIGURAS

### LISTA DE TABELAS

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>1</b> | <b>INTRODUÇÃO</b> .....   | <b>9</b>  |
| <b>2</b> | <b>OBJETIVOS</b> .....  | <b>15</b> |
| 2.1      | Objetivo Geral.....   | 15        |
| 2.2      | Objetivos específicos.....                                      | 15        |
| <b>3</b> | <b>HIPÓTESES</b> .....  | <b>16</b> |
| <b>4</b> | <b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....                              | <b>18</b> |
| 4.1      | O Método da Coordenação Motora.....                             | 18        |
| 4.2      | Coordenação e Controle Motor.....                               | 23        |
| 4.3      | Variabilidade, irregularidade e precisão no controle motor..... | 28        |
| <b>5</b> | <b>MÉTODOS</b> .....  | <b>36</b> |
| 5.1      | Caracterização do estudo.....                                   | 36        |
| 5.2      | Seleção dos participantes.....                                  | 36        |
| 5.3      | Instrumentos e Procedimentos.....                               | 37        |
| 5.4      | Análise dos Dados.....  | 43        |
| 5.5      | Análise Estatística.....  | 45        |
| <b>6</b> | <b>RESULTADOS</b> .....   | <b>46</b> |
| <b>7</b> | <b>DISCUSSÃO</b> .....  | <b>52</b> |
| <b>8</b> | <b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....                               | <b>66</b> |
| <b>9</b> | <b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....                         | <b>69</b> |
|          | <b>ANEXO 1</b> .....  | <b>79</b> |

## LISTA DE FIGURAS

|                 |   |    |
|-----------------|---|----|
| <b>Figura 1</b> | Ilustração da <i>posição de coordenação</i> do membro superior segundo Piret e Béziers.   | 11 |
| <b>Figura 2</b> | Ilustração do transdutor de torque.   | 36 |
| <b>Figura 3</b> | Ilustração da vista superior da posição do ombro em ambas as tarefas ( $TQ_{MAX}$ e $TQ_{CONST}$ ) quando utilizadas as calhas.   | 38 |
| <b>Figura 4</b> | Ilustração da tarefa com a restrição mecânica (calha) em uma das angulações do cotovelo testadas (aprox. flexão de $90^\circ$ ).  | 41 |
| <b>Figura 5</b> | Ilustração dos recortes realizados para o processamento do sinal nas tarefas de $TQ_{CONST}$ .  | 43 |
| <b>Figura 6</b> | Valores médios da variabilidade (Desvio Padrão - DP) do grupo investigado e respectivos erros padrão em função dos níveis relativos de torque máximo (20%, 40% e 60%) em cada uma das posições investigadas na tarefa de $TQ_{CONST}$ . | 47 |
| <b>Figura 7</b> | Valores médios da irregularidade (EnAp) do grupo investigado e respectivos erros padrão em função dos níveis relativos de torque máximo (20%, 40% e 60%) em cada uma das posições investigadas na tarefa de $TQ_{CONST}$ .              | 49 |
| <b>Figura 8</b> | Valores médios de precisão (Erro RMS) do grupo investigado e respectivos erros padrão em função dos níveis relativos de torque máximo (20%, 40% e 60%) em cada uma das posições investigadas na tarefa de $TQ_{CONST}$ .                | 50 |

## LISTA DE TABELAS

|                 |                                  |    |
|-----------------|----------------------------------|----|
| <b>Tabela 1</b> | Caracterização dos participantes | 35 |
| <b>Tabela 2</b> | Torque voluntário máximo         | 46 |



## RESUMO

O objetivo principal deste estudo foi investigar o efeito da *posição de coordenação*, proposta no método da coordenação motora de Piret e Béziers (1992), na resposta de torque em preensão digital. Dezesesseis jovens adultos ( $24,7 \pm 2,2$  anos de idade) foram solicitados a realizar duas tarefas distintas: produção de torque máximo em preensão digital e controle de torque em preensão digital constante e contínuo. Ambas as tarefas foram avaliadas em quatro diferentes posições do cotovelo (posição livre, em extensão, 45º de flexão e 90º de flexão) e três níveis relativos distintos de torque máximo (20%, 40% e 60%). Pique do torque máximo, variabilidade, irregularidade e precisão da resposta motora foram utilizados como variáveis dependentes. Os resultados não revelaram efeito da posição do cotovelo na produção de torque em preensão digital máximo e nem na resposta de controle de torque em preensão digital. Todavia, a resposta de controle de torque mostrou-se mais variável, mais irregular e menos precisa com o incremento dos níveis relativos de torque máximo. Tais achados não oferecem suporte à premissa do método da coordenação motora, o qual preconiza a existência de uma posição articular ótima do membro superior para a coordenação e controle motor. Além disso, os resultados permitem a constatação de que maiores níveis de torque demandam ajustes neuromotores mais complexos no sistema sensório-motor, todavia a posição do cotovelo parece não caracterizar-se como uma restrição determinante da tarefa de torque em preensão digital.

**Palavras-Chave:** Controle motor, coordenação motora, posição de coordenação, torque, variabilidade, irregularidade.

## ABSTRACT

The main aim of this study was to investigate the effect of the coordination position, proposed by the coordination method (Piret & Bézier, 1992), on the thumb-index torque production. Sixteen young adults ( $24,7 \pm 2,2$  years old) were asked to perform two different tasks: Maximum thumb-index torque production and constant thumb-index torque. Both tasks were evaluated in four different elbow positions (free position, extension,  $45^\circ$  of flexion and  $90^\circ$  of flexion) and three relative levels of maximum thumb-index torque production (20%, 40% & 60%). Maximum peak torque, variability, irregularity and accuracy were used as dependent variables. The results showed neither effects of the elbow position on the maximum thumb-index torque production nor in the constant thumb-index torque task. However, the constant thumb-index torque responses were more variable, more irregular and less accurate with increased relative levels of the thumb-index torque production. These findings do not support the coordination method premise that we have an optimum upper-limb position which provides a better coordination and motor control. Furthermore, the results allow the interpretation that larger level of the thumb-index torque production demands more complex neuromuscular adjustments of the motor-sensory system; however, the elbow position does not appear to be a determinant constraint during a thumb-index torque task.

**Keywords:** Motor control, motor coordination, coordination position, torque, variability, irregularity.

## 1 INTRODUÇÃO

Controle motor é a capacidade do sistema nervoso de regular os mecanismos neuromusculares envolvidos no movimento. É a área de estudo que se ocupa em compreender como o sistema nervoso central (SNC) organiza músculos e articulações a fim de produzir movimentos coordenados e funcionais e como as informações sensoriais provenientes do ambiente e do corpo serão utilizadas na seleção e controle dos movimentos (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 1995).

Os estudos com o propósito de melhor compreender os mecanismos e as bases neuro-motoras envolvidos na coordenação e controle do movimento humano, têm proporcionado inúmeros avanços na área do comportamento motor. A reabilitação do movimento depende destes avanços. Várias abordagens terapêuticas vêm sendo difundidas e empregadas na clínica fisioterapêutica sem o devido entendimento dos mecanismos pelos quais atuam certas técnicas e procedimentos. Entre as várias abordagens, o Método da Coordenação Motora, criado na França na década de 60 por Suzanne Piret e

Marie-Madeleine Béziers vem propondo uma forma de compreender os princípios subjacentes à organização do movimento humano, fundamentando-se em aspectos neuromecânicos da estruturação do movimento. Baseado na experiência prática e clínica das autoras, o uso deste método tem se difundido como um recurso terapêutico e, no Brasil, a tradução de sua obra “A Coordenação Motora: Aspecto Mecânico da Organização Psicomotora do Homem” ocorreu somente em 1992.

Segundo Piret e Béziers (1992), coordenação motora é a organização da execução do ato motor. Esta coordenação permite um equilíbrio entre os grupos musculares antagonistas a partir dos músculos biarticulares, denominados condutores da ação sinérgica. Os músculos condutores são assim denominados por atravessarem duas articulações e por atuarem no transporte de potência ou energia de uma articulação para outra. Ao agirem simultaneamente sobre as articulações que cruzam, os músculos condutores produzem um estado de tensão no segmento. Este estado de tensão criado pelo músculo biarticular é capaz de posicionar o segmento de tal forma que, segundo as autoras, seja possível atingir melhor resultado na eficiência motora em relação à força e à coordenação do movimento. Por eficiência motora entende-se a realização habilidosa de uma tarefa no que concerne à utilização e modulação da ação dos músculos sinérgicos para atingir uma meta. Esta posição, denominada *posição de coordenação*, representa a posição ótima de trabalho de músculos antagonistas, por situar-se no ponto intermediário entre a flexão e a extensão em uma articulação intermediária como o cotovelo no membro superior e o joelho no membro inferior e assim, podendo representar uma estratégia otimizada do sistema neuro-motor na produção de força e

coordenação do movimento. A otimização refere-se à realização de um gesto motor eficiente com o menor gasto energético para atingir uma meta. No caso do membro superior, o cotovelo, ao ser posicionado em cerca de  $45^{\circ}$  de flexão, permitirá aos músculos que o cruzam estarem em condições análogas de trabalho, no que tange à sua relação força-comprimento, conforme ilustra a Figura 1.



**Figura 1** – Posição de coordenação do membro superior segundo Piret e Béziers (Piret e Béziers, 1992).

Tais princípios estão implicados na organização do movimento humano e, portanto, determinantes para a coordenação e controle motor.

Em uma outra perspectiva teórica, e por volta de 1900, Nicolai Bernstein, cientista russo, ao explicar os mecanismos de controle motor descreveu o corpo como um sistema mecânico com muitos graus de liberdade que podem e devem ser controlados. Questionou como o sistema nervoso se organiza para que uma ação motora precisa e controlada fosse possível. Sendo assim, definiu que *“a coordenação do movimento é um processo de dominar os graus redundantes de liberdade do organismo móvel”* (BERNSTEIN, 1967). A fim de resolver o problema dos excessivos graus de liberdade, este cientista formulou a hipótese de que um mecanismo hierárquico é o responsável por controlar, e assim simplificar, as inúmeras possibilidades que emergem destes excessivos graus de liberdade, ou seja, níveis superiores do sistema nervoso ativam níveis inferiores. Estes últimos, por sua vez, recrutam grupos de músculos que são levados a agir mais como uma unidade do que como elementos individuais. Esta ligação funcional através de ações musculares simultâneas é referida como sinergia muscular (BERNSTEIN 1967; GELFAND et al., 1966). A implicação funcional deste conceito é que a sinergia muscular parece representar uma estratégia de otimização utilizada pelo sistema nervoso a fim de controlar a redundância dos graus de liberdade do complexo neuro-motor. Esta otimização decorre da redução do número de comandos separados na ativação muscular ao recrutar sincronicamente, músculos agonistas em uma ação motora comum (BUCHANAN et al., 1986).

Os pressupostos teóricos do método da coordenação motora proposto por Piret e Béziers (1992) por um lado parece convergir com a possível solução ao problema de Bernstein (1967) em relação à necessidade do sistema nervoso otimizar seus mecanismos de controle dos vários graus de liberdade do

sistema neuro-motor, todavia, as autoras, ao escreverem seus pressupostos parecem terem se restringido no mecanismo de co-contracção muscular representado pela atividade simultânea de músculos antagonistas durante uma ação ao invés da sinergia necessária ao controle motor postulado anteriormente por Bernstein (1967).

Segundo Newell (1986) a coordenação é vista como resultado de um processo de interações entre o organismo (indivíduo) que executa o movimento, o ambiente no qual o movimento é realizado e a tarefa propriamente dita, a qual definirá o modo de execução do movimento. Segundo este modelo teórico, os movimentos realizados resultam da interação dessas três restrições às quais, ao mesmo tempo em que limitam nossas ações permitem certas possibilidades e formas de movimentos específicos a uma determinada situação ou momento. Desta forma, a restrição caracteriza-se como uma limitação individual e ambiental relacionada à meta da tarefa ou o canal facilitador de um movimento ou de um comportamento (HAYWOOD e GETCHELL, 2001).

A convergência entre estas três perspectivas teóricas distintas está no entendimento de que a *posição de coordenação*, assim denominada pelo método da coordenação motora de Piret e Béziers, pode ser compreendida como uma restrição da tarefa determinante para a eficiência motora assim como se caracteriza como uma estratégia sinérgica do sistema neuro-motor na execução de uma ação motora.

Este estudo foca particularmente no estudo desta *posição de coordenação* com o intuito de se buscar evidências para tal premissa preconizada pelo método da coordenação motora de Piret e Béziers (1992).

Apesar desta como outras premissas serem postuladas no método e serem utilizadas na clínica fisioterapêutica, evidências científicas não são apresentadas para os argumentos das autoras e, da mesma forma, não foram encontrados estudos anteriores relacionados a este método.



## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Investigar o efeito da *posição de coordenação*, proposta no método da coordenação motora de Piret e Béziers (1992), na resposta de torque de supinação em preensão digital.

### **2.2 Objetivos específicos**

Verificar o efeito da posição do cotovelo na produção de torque de supinação máximo em preensão digital.

Verificar o efeito da posição da articulação do cotovelo no controle constante e contínuo de torque de supinação em preensão digital, em níveis relativos de torque máximo (20%, 40% e 60%).

### 3 HIPÓTESES

**H1** – A produção de torque máximo em preensão digital será maior quando a articulação do cotovelo estiver posicionada na *posição de coordenação* preconizada pelo método da coordenação.

**H2** – O controle constante e contínuo de torque em preensão digital será melhor (menos variável, mais irregular e mais preciso) quando a articulação do cotovelo estiver posicionada na *posição de coordenação* preconizada pelo método da coordenação.

**H3** – O controle constante e contínuo de torque em preensão digital tornar-se à mais variável e menos preciso à medida que níveis maiores de torque sejam solicitados considerando que estudos anteriores demonstraram que, por volta de 45% da força máxima, a variabilidade foi relativamente menor, bem como o comprometimento da precisão em atingir o alvo em tarefas manipulativas com níveis maiores de força (SLIFKIN e NEWELL, 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001).

**H4** – O controle constante e contínuo de torque em prensão digital será mais irregular até 40% do torque máximo e diminuirá no nível mais alto de torque relativo, uma vez que estudos anteriores apontam para uma irregularidade decrescente à medida que níveis mais altos de força sejam solicitados (SLIFKIN e NEWELL, 1999; SLIFKIN et al., 2000; DEUTSCH & NEWELL, 2001, 2004; OLIVEIRA et al. 2003 ).

## 4 REVISÃO DE LITERATURA

### 4.1 O Método da Coordenação Motora

O método criado na década de 60 por Suzanne Piret e Marie Madeleine Béziers postula que a coordenação motora é a organização da execução do ato motor que permite obter um equilíbrio entre os grupos musculares de antagonistas organizados pelos músculos biarticulares, denominados pelas autoras como *músculos condutores* que trabalham em sinergia com os músculos monoarticulares. Estes músculos, por cruzarem mais de uma articulação transferem potência ou energia de uma articulação para outra. Ao atuar simultaneamente nas articulações que cruza, o músculo biarticular é capaz de gerar um estado de tensão, assim definido por Piret e Béziers (1992), permitindo posicionar o segmento de tal forma que seja capaz de atingir a máxima eficiência na produção de força máxima e/ou na coordenação de um movimento. Segundo as autoras, a máxima eficiência

obtida pelo membro superior para força e coordenação é garantida pela angulação do cotovelo em cerca de 45° de flexão que corresponde ao momento ótimo de trabalho para a musculatura que cruza a articulação do cotovelo e que têm uma ação antagonista (principalmente bíceps e tríceps braquial). Argumentaram ser este o momento intermediário entre a flexão e a extensão e que assim, tanto a atividade flexora quanto a extensora estariam mecanicamente facilitadas. Nas suas palavras: “Essa é a posição de coordenação. Reunindo força e equilíbrio, é a melhor condição para o trabalho muscular” (PIRET e BÉZIERS,1992).

O método foi postulado com base em sete princípios que são:

**1º) Transmissão da contração muscular:** Certos músculos têm uma ação múltipla e podem provocar um movimento nas três dimensões do espaço como o bíceps braquial que atua na flexão da articulação gleno-umeral, na flexão do cotovelo e na supinação da articulação rádio-ulnar. Possui ainda outras funções no ombro atuando tanto na rotação externa quanto na interna e na abdução do úmero. Portanto, este músculo é capaz de atuar no ombro nos três planos de movimento: sagital, frontal e horizontal. Tem uma ação múltipla no ombro além de flexionar o cotovelo e promover, na articulação rádio-ulnar, a supinação. Músculos biarticulares são organizadores do movimento porque recebem a tensão muscular de músculos precedentes e a transmitem para os músculos seguintes. Por conduzirem o movimento de uma articulação para outra, são chamados por Piret e Béziere (1992) de músculos condutores. Estes trabalham sinergicamente com os músculos monoarticulares, organizando e os coordenando, além de posicionarem o segmento de forma a garantir a melhor

relação força-comprimento entre os antagonistas de uma articulação intermediária como o cotovelo e o joelho. Na articulação do cotovelo, por exemplo, o bíceps braquial atua sinergicamente com o braquiorradial e o braquial no torque flexor e com o músculo supinador para a supinação do antebraço.

**2º) Construção do estado de tensão:** Pela ação de um músculo biarticular como o bíceps braquial, o ombro pode ser posicionado em rotação interna enquanto o antebraço pode ser posicionado em supinação. Estes dois mecanismos com sentidos opostos – rotação interna no ombro e supinação no antebraço gerados simultaneamente pela ação de um mesmo músculo, faz surgir um estado de tensão no segmento que culminará na *posição de coordenação*.

**3º) Esfericidade articular:** a articulação, definida por Piret e Béziers (1992) como um elemento esférico é considerada sob este aspecto não só pela forma anatômica, mas também porque a articulação associa, em um mesmo movimento, as três dimensões do espaço devido à relação entre a forma óssea e a disposição dos músculos condutores do movimento no que tange às linhas de tração destes músculos em relação a sua origem e inserção.

**4º) Unidades de coordenação:** é um conjunto formado por dois elementos esféricos (duas articulações) em extremidades opostas que, ao serem submetidos à ação de um músculo condutor, têm a possibilidade de opor o sentido de suas rotações no âmbito de uma articulação intermediária como o cotovelo no membro superior e o joelho, no membro inferior.

**5º) Construção do movimento de flexão-extensão:** nas duas extremidades de um segmento corporal, dois elementos esféricos opõem suas respectivas rotações no âmbito de uma 3ª articulação cuja característica dominante é a flexo-extensão. O movimento de flexão que ocorre no cotovelo, por exemplo, segundo este princípio, decorre da ação de rotação interna do bíceps braquial na articulação proximal (gleno-umeral) e supinação na articulação distal (rádio-ulnar), invertendo o sentido da rotação justamente no cotovelo. A extensão representa a volta do movimento de flexão e ocorre quando ambos os sentidos nas articulações proximal e distal se invertem de maneira oposta a que acontece na flexão.

**6º) Construção do corpo como um todo por transmissão do movimento entre unidades de coordenação:** Cada unidade de coordenação relaciona-se com uma unidade de coordenação adjacente pela atividade dos *músculos condutores*, e assim, o movimento se organiza, de unidade de coordenação em unidade de coordenação. Isto é possível devido a atividade dos *músculos condutores* do movimento, cujo trabalho se propaga entre a cabeça e a mão através da transferência de potência ou energia muscular da cabeça para o tronco, seguindo para a escápula, desta para o braço e antebraço até a mão. Similar propagação ocorre entre a cabeça e o pé através da transferência de energia muscular da cabeça para o tronco, seguindo para a pelve e desta para o membro inferior até o pé. O tronco representa o eixo corporal constituindo o ponto de reunião de todas as unidades de coordenação permitindo a transferência de potência ou energia muscular entre o membro superior e o inferior contralateral ou do mesmo hemisfério.

**7º) Princípio da coordenação:** “A organização mecânica do corpo é construída com base no princípio de elementos esféricos tensionados pelos músculos condutores que, da cabeça à mão e ao pé, unem todo o corpo em uma tensão que rege sua forma e seu movimento constituindo a coordenação motora”. (PIRET e BÉZIERS,1992).

A fim de desempenhar uma ação motora coordenada, o membro superior organiza-se a partir do adequado posicionamento da escápula. A escápula transmite o movimento do tronco à cabeça umeral que devido a sua grande mobilidade dá independência aos membros superiores que podem fazer movimentos variados e complexos, necessários à mão. O posicionamento adequado da escápula refere-se ao seu encaixe sobre o gradil costal, devendo estar com sua borda medial paralela às vértebras e seu ângulo inferior alinhado horizontalmente com o processo espinhoso da sétima ou oitava vértebra torácica. Para mantê-la nesta posição, uma atuação muscular sinérgica deve ocorrer. Esta sinergia conta com a participação do peitoral menor que traciona o processo coracóide anteriormente provocando também uma tendência de rotação inferior da escápula (ou em báscula medial). Esta ação dá início ao trabalho do serrátil anterior (feixe inferior) que tende a tracionar a escápula em rotação superior, isto é, no sentido lateral (abdução) e inferior (ou em báscula lateral) o que estabilizará a tendência de rotação inferior do peitoral menor. O trapézio inferior, por sua vez, completa a sinergia tracionando o bordo interno da escápula inferiormente neutralizando a tendência de rotação superior do serrátil anterior. Para uma eficiente utilização da preensão da mão, a escápula deve estar “encaixada” para dar estabilidade ao membro superior e fornecer ponto fixo para a ação da porção longa do bíceps que é o grande músculo condutor na



transmissão da potência ou energia muscular no membro superior. Quando a escápula “encaixa-se”, o bíceps braquial encontra-se em condições mecânicas de entrar em ação para posicionar o membro superior, do ombro ao antebraço. Ao entrar em ação, promove a flexão, rotação interna e abdução na articulação gleno-umeral. No cotovelo, atua como flexor e no antebraço, como supinador fazendo rodar externamente o rádio onde se insere. Esse longo músculo biarticular provoca concomitantemente uma rotação interna da cabeça umeral e uma rotação externa do antebraço colocando essa estrutura esférica em forma de abóbada que é a mão, em supinação. As rotações opostas das duas extremidades do membro superior geram uma tensão em todo o segmento provocando a flexão do cotovelo. A flexão é a manifestação das rotações opostas. A extensão, por consequência, o seu retorno.

#### **4.2 Coordenação e Controle Motor**

O desenvolvimento da coordenação e do controle motor humano vem sendo estudado à luz de diferentes perspectivas teóricas. Tradicionalmente, teorias centradas no papel do SNC como controlador das ações motoras, baseiam-se numa visão dualista entre o homem e o meio ambiente (BARELA et al., 1991). Explicações sobre “como” e “por que” novas formas de movimento surgem e desenvolvem-se, baseadas na idéia de amadurecimento do sistema nervoso central ou na elaboração de programas motores, não foram suficientes para abranger a complexidade envolvida no comportamento motor humano.

A negligência em relação à variabilidade intra-indivíduos e o contexto ambiental onde se desenvolve a tarefa abriu importante lacuna permitindo que as perspectivas teóricas tradicionais cedessem lugar a uma nova visão no estudo do comportamento motor humano. Denominada inicialmente de abordagem ecológica, esta nova visão enfatizou uma relação de mútua compatibilidade entre o homem e seu ambiente de modo que a análise de um toma como referência, o outro. Esta abordagem recentemente tem sido denominada Perspectiva dos Sistemas Dinâmicos (KELSO e SCHÖNER, 1988; THELEN, 1989; THELEN e SMITH, 1994) e baseia-se principalmente nas idéias sobre coordenação e controle de movimentos propostos por Bernstein (1967) que trouxe a idéia de que as forças ambientais interagem de forma determinante com as forças musculares na expressão de qualquer atividade coordenada (CATUZZO, 1997). Sendo assim, o comportamento não é prescrito por um sistema central e sim emerge de um processo de relação entre os sub-sistemas envolvidos na ação motora (BARELA, 1997).

Para Bernstein (1967), enquanto a coordenação dos movimentos se refere à capacidade de garantir ao movimento homogeneidade, integração e unidade estrutural e depende da organização do sistema motor, o controle diz respeito ao ajustamento das variáveis envolvidas no movimento, ou seja, velocidade, força, amplitude, etc (GONÇALVES, 1997).

Assim, Bernstein (1967) em seus estudos sobre o movimento, identificou dois problemas para o controle e a coordenação motora: o primeiro deles refere-se ao controle dos graus de liberdade onde um número excessivo de variáveis livres deve ser regulado pelo sistema nervoso para a realização do

mais simples movimento. Entende-se por graus de liberdade as coordenadas independentes necessárias para identificar a posição dos elementos de um sistema. No sistema músculo-esquelético, por exemplo, uma articulação sinovial pode permitir rotação sobre um a três eixos. Os eixos podem passar pela articulação indo de um lado para outro, da frente para trás ou de uma extremidade a outra. Cada eixo representa um grau de liberdade. Na articulação umerorradial (cotovelo), o único movimento possível é no plano da flexão-extensão (ENGIN e CHEN, 1987), citados por Enoka (2000).

No caso do controle dos movimentos corporais, muitas variáveis livres precisam ser controladas, sejam elas articulações, músculos ou unidades motoras. Este é o problema levantado por Bernstein em 1967: Como o sistema nervoso regula todas essas variáveis a fim de que um movimento coordenado possa emergir? Para que isso ocorra é essencial que se encontre uma maneira de controlar os graus de liberdade. Surge então a idéia de sinergismo (do grego *synergía* – *syn= juntamente; érgon= trabalho*) que 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. Ato ou esforço coordenado de vários órgãos na realização de uma função. Em outras palavras, sinergia muscular diz respeito à ação de um grupo de músculos levados a agir em conjunto como uma unidade (BERNSTEIN, 1967; GELFAND, 1966). 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 funcionais (BUCHANAN et al, 1989).

O segundo problema diz respeito à variabilidade condicionada ao contexto significando que uma ação motora se dá na interação com o ambiente e é altamente dependente de suas condições. Para execução de movimentos precisos, as condições nas quais as ações são realizadas devem ser consideradas, e para Newell (1986), o gesto coordenado e controlado é resultado das interações estabelecidas entre o indivíduo, o movimento e as condições ambientais na qual a tarefa é executada. Nesta visão dinâmica, o comportamento motor é resultado de restrições internas e externas que são impostas ao organismo humano em uma dada situação durante a realização de uma determinada tarefa. Além disso, tais restrições estão em constante interação entre si e, uma mudança em uma ou mais restrições, alterará o produto final – a resposta motora.

As restrições do organismo são as inerentes ao indivíduo, tais como os aspectos físicos (sistema nervoso, muscular, esquelético, endócrino, etc.), psicológicos (motivação, memória, atenção, etc.), cognitivos (conhecimento cognitivo, estratégias utilizadas, etc.). Nesta categoria assumem-se mudanças que podem ser subdivididas em estruturais e funcionais que ocorrem ao longo da vida, alterando as condições de uma resposta coordenada e controlada. O tamanho corporal, o peso, por exemplo, são mudanças estruturais e a melhora

do funcionamento dos sistemas representa uma mudança funcional pertinente à categoria de restrição do organismo.

Restrições ambientais são aquelas que envolvem aspectos físicos e sócio-culturais presentes no ambiente em que o comportamento é realizado. A força da gravidade, superfície que a ação está ocorrendo, clima, iluminação do ambiente são restrições físicas do ambiente.

Por fim, as restrições pertinentes à tarefa referem-se aquilo que precisa ser realizado motoramente para que se atinja a meta proposta pela tarefa. 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.

Assumindo-se a importância das restrições no processo de coordenação e controle do movimento, reconhece-se que tais mecanismos decorrem também de um processo de restrição dos graus de liberdade no sistema sensório-motor. No entanto, como a quantidade de graus de liberdade disponíveis 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, 1986).

### **4.3 Variabilidade, irregularidade e precisão no controle motor**

Segundo Newell e Corcos (1993), o papel da variabilidade é uma questão central no estudo do controle motor e todas as explicações teóricas, implícitas ou explicitamente a consideram em suas dimensões de análise. Tradicionalmente concebeu-se que a informação ou o sinal representante do comando motor é transmitida através de um canal ou sistema de canais com um ruído adicional (Shannon & Weaver, citados por Deutsch e Newell, 2001). Neste contexto, a variabilidade pode ser interpretada como o reflexo de um sinal ou comando no sistema sensório-motor transmitido através de um canal ruidoso (FITTS, 1951, 1954; SCHMIDT et al., 1979). Este ruído intrínseco do sistema sensório-motor é, nesta perspectiva, entendido como de caráter irrelevante e não funcional. Como o ruído é irrelevante para a resposta motora intencional e provoca interferências na performance do executante, admite-se nesta visão que ele precise ser reduzido, diminuindo a variabilidade e melhorando a performance e precisão do movimento (MEYER et al., 1988; VAN GALEN & DE JONG, 1995). A variabilidade na resposta motora, neste contexto, tem sido utilizada como um índice de sucesso na realização da tarefa. Alta variabilidade tem sido associada com baixa performance. A prática, neste sentido, tem sido reconhecida como sendo de fundamental importância na redução do ruído do sistema sensório-motor e está relacionada a melhorias na variabilidade com o avanço da idade (SALMONI, 1983; THOMAS et al., 2000).

Numa variedade de tarefas motoras, crianças mostraram-se tipicamente mais variáveis e/ou menos precisas que adultos no controle da força (BLANK et al., 1999, 2000; FOSSBERG et al., 1991; HARBST et al., 2000;

KONGZAK et al., 2003; LAZARUS et al., 1995). A magnitude da força/torque empregada durante a execução da tarefa está também envolvida no desempenho do sistema sensório-motor. Uma relação direta entre a variabilidade da resposta e níveis de força/torque foi verificada em estudos anteriores de controle de força de pressão digital (SLIFKIN e NEWELL, 1999, 2000; DEUSTCH e NEWELL, 2001; VAILLACOURT e NEWELL, 2003), preensão digital em pinça (DEUTSCH e NEWELL, 2003, 2004) e controle de torque em preensão digital (OLIVEIRA et al., 2003).

Reconhece-se ainda, que a variabilidade é um processo inerente aos e entre os sistemas biológicos e as diferenças identificadas entre as habilidades motoras humanas comprovam esta observação, assim como o fato de que parece impossível para um indivíduo gerar padrões de movimento idênticos em tentativas sucessivas de realização de uma mesma tarefa. Todavia, o caráter funcional da variabilidade no controle do sistema sensório-motor, ou seja, sua adaptabilidade contrapõe-se, na literatura, à perspectiva que a entende como inconsistência típica de um comportamento inábil ou imprecisão motora. Deutsch e Newell (2001, 2002, 2003, 2004), em estudos que investigaram a performance motora através das flutuações na amplitude do sinal da resposta de força de crianças e adultos jovens, observaram melhorias relacionadas com o avanço da idade na produção de força isométrica. Da mesma forma, concluíram que a performance melhora com a idade devido à capacidade atingida pelo sistema sensório-motor de organizar apropriadamente sua resposta motora conforme as demandas impostas pela tarefa, ao contrário da redução do ruído no sistema. Estes achados contradizem a visão tradicional de que o ruído no sistema sensório-motor diminui com o avanço da idade na

infância. Dentro desta perspectiva, diferente interpretação sobre o papel da variabilidade no controle do movimento é possível, tendo em vista o argumento de que o nível de ruído no sistema não muda com a idade, mas a capacidade do sistema neuromotor de inibir apropriadamente ou filtrar o ruído inerente no decorrer da infância (VAN GALEN et al., 1993; SMITS-ENGELSMAN et al., 1997; NEWELL et al., 2003; DEUTSCH e NEWELL, 2001, 2004; OLIVEIRA et al., 2005). Desta forma, quando observada em uma maior escala de tempo, a variabilidade poder ser encontrada por ter um maior valor adaptativo expressando um processo exploratório que permite ao organismo atingir informações sobre si mesmo, o ambiente e a capacidade de operar com o ambiente.

Dentro desta perspectiva a variabilidade pode também ser interpretada como característica necessária ao sistema sensório-motor dado o seu valor adaptativo e seu caráter exploratório (STADDON, citado por Slifkin e Newell, 1999). Tal variabilidade permite ao organismo aprimorar a informação sobre si mesmo, sobre o ambiente e a capacidade para operar dentro do ambiente (BRENER, 1986; GIBSON, 1988; RICCIO, 1993), citados por Slifkin e Newell (1999).

Esse entendimento da variabilidade como uma necessidade do sistema em interagir com o ambiente e assim adaptar-se a ele vem se fortalecendo através de estudos sobre flutuações nas respostas de *timing* (BLAKWELL e NEWELL, 1996; GILDENN et al.1995; YAMADA, 1995 a, b), sobre estabilidade postural (COLLINS e DE LUCA, 1993; NEWELL et al. 1993), e controle de força isométrica (SLIFKIN e NEWELL, 1998, 1999; SLIFKIN et al.,



2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001, 2003, 2004; VAILLACOURT e NEWELL, 2003; OLIVEIRA et al. 2003, 2005).

Dentro desta perspectiva teórica, a análise da resposta do sistema sensório-motor no domínio do tempo pode permitir inferências sobre as características comportamentais mais ou menos exploratórias do sistema sensório-motor. Para isto, uma ferramenta estatística de caráter probabilístico tem sido utilizada para avaliar a complexidade com que o sistema sensório-motor apresenta na resposta de controle no domínio do tempo. A análise, denominada entropia aproximada ( $EnAp^{m,r}$ ) (PINCUS, 1991), mede o grau de regularidade de um determinado sistema, no caso, o sensório-motor. Examina a estrutura seqüencial do sinal e informa a respeito de como o sinal muda em função do tempo. Esta medida utiliza um procedimento de probabilidade condicional determinando a regularidade com que o sinal poderá repetir-se numa seqüência que evolui no tempo. É um índice de previsibilidade do valor em eventos futuros numa série de tempo baseado em eventos passados. Ao contrário da média e desvio padrão que oferecem informações sobre a magnitude do sinal, a  $EnAp^{m,r}$  oferece informações de como o sinal modifica-se em função do tempo (PINCUS, 1991; PINCUS e GOLDBERGER, 1994) e tem sido usada para expressar a complexidade do sinal produzido por sistemas biológicos (LIPSITZ, 1995; LIPSITZ e GOLDBERGER, 1992). O valor da  $EnAp^{m,r}$  varia de 0 a 2, onde sinais altamente regulares e previsíveis, que contém uma ordem através do tempo, como por exemplo uma senóide, terão valores próximos a zero. Ao contrário, valores próximos de 2 poderão ser constatados quando analisados sinais altamente irregulares, randômicos e imprevisíveis através do tempo, assim como num ruído branco Gaussiano. O

resultado da entropia aproximada caracteriza o comportamento do sistema como estocástico ou determinístico. Um sistema estocástico, ao contrário de um sistema determinístico é um sistema que se comporta por uma alta diversidade de respostas caracterizando-o como mais irregular ou mais flexível, adaptando-se mais facilmente a diferentes demandas. Os valores são compreendidos entre zero e dois. Valores próximos a zero significam que o sistema se organiza de forma regular, é previsível, estável, com característica determinística; próximo a dois significam que o sistema se organiza de forma imprevisível, instável, com caráter estocástico, constantemente se auto organizando.

Segundo Newell et al. (2003), a estrutura da resposta pode variar conforme a tarefa (NEWELL et al. 2003), com o órgão efetor da tarefa (SHARP e NEWELL, 2000), com a prática (NEWELL et al. 2003) ou com a idade (VAILLACOURT e NEWELL, 2003). Efeito do nível de força sobre a irregularidade também foi encontrado em estudos anteriormente realizados (SLIFKIN e NEWELL, 1999; SLIFKIN et al., 2000; DEUSTCH e NEWELL, 2001, 2004; OLIVEIRA et al., 2003). Tais estudos revelaram aumento da irregularidade com o aumento da força exigida até um ponto máximo em cerca de 40% quando um declínio passa a ser observado por menores valores de entropia aproximada mostrando uma estrutura mais regular da resposta de controle de força até os níveis mais altos testados. A irregularidade, por representar uma característica adaptativa do sistema permite inferências a respeito da flexibilidade e previsibilidade com que o sistema opera ao controlar eficientemente uma ação motora. Além disso, assume-se que a irregularidade fornece uma rica fonte de informação sobre o controle da tarefa (SLIFKIN e

NEWELL, 1998; DEUTSCH e NEWELL, 2003) em função de não ser uma análise puramente descritiva e de tendência central da resposta motora.

O sucesso na realização de qualquer tarefa manipulativa exige do sistema nervoso central o controle muitas variáveis redundantes como os ângulos articulares dos dedos, a força e momento das polpas dos dedos. Durante a preensão estática de todos os dedos, por exemplo, a mão permite um infinito número de combinações de ângulos articulares e um número infinito de forças e momentos do contato dos dedos, fenômeno denominado redundância motora (BERNSTEIN, 1967; TURVEY 1990 a, b). Estudos têm sido realizados a fim de melhor compreender o problema da redundância motora em tarefas manipulativas, especialmente durante a preensão de objetos (ZATSIORSKY et al, 2002; SHIM et al. 2004, 2005).

A precisão e a estabilidade dos dedos ao executar movimentos finos dependem 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 e ajustada às reais demandas ambientais. (OLIVEIRA et al., 2005)

Na área de controle motor, um dos interesses dos pesquisadores é investigar o controle destas forças aplicadas sobre a superfície do objeto, com o intuito de compreender os mecanismos subjacentes que viabilizam a precisão e o controle da força de preensão. Os estudos de Mounoud et al. (1985); Van Der Meulen et al. (1990) e Zanone (1990) citados por Lazarus et al. (1995),

utilizaram tarefas de regulação de força isotônica. Uma das críticas apresentadas aos estudos de controle de força de preensão que utilizam tarefas isotônicas é que a tarefa maior dos participantes não é somente realizar ajustes a um alvo padrão, mas também, ajustar-se às demandas espaciais e temporais da atividade enquanto processa informações sensoriais multimodais - visual, proprioceptiva e tátil (LAZARUS, et al., 1995). Nas tarefas isométricas, ao contrário, não existem movimentos relacionados à mudança no comprimento dos músculos envolvidos para produzir informação do fuso neuromuscular (como poderia ser o caso do movimento isotônico). Por conseguinte, a informação proprioceptiva primária dos membros origina-se da tensão produzida pela junção músculo - tendínea. Na tarefa isométrica, o julgamento perceptivo também deve ser baseado nas informações visuais, proprioceptivas e táteis, ao mesmo tempo em que se produz uma resposta isométrica contínua demandando ajustamentos de força em função do tempo. No entanto, esta tarefa não requer o controle das propriedades inerciais dos membros, o que torna a regulação da força isométrica mais fácil do que a isotônica. A precisão da resposta motora pode ser mensurada através do cálculo do erro RMS (*root mean square error*). O erro RMS usado como medida de precisão indica o desvio médio da força/torque produzido de um alvo previamente estabelecido. Representa o erro em atingir o alvo para o qual baixos escores significam melhor performance (SLIFKIN e NEWELL, 1999, 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001, 2004). Foi verificado em estudos anteriores, comprometimento da precisão em atingir o alvo em tarefas manipulativas com níveis maiores de força (SLIFKIN e NEWELL, 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001).

Neste estudo, a resposta do sistema sensório-motor em relação à performance foi analisada em função das restrições impostas pela tarefa (diferentes posições do cotovelo) na produção de torque máximo e controle da resposta de torque isométrico em preensão digital em diferentes níveis relativos de torque.

## **5 MÉTODOS**

### **5.1 Caracterização do estudo**

Este estudo caracteriza-se por ser do tipo quase experimental, no modelo descritivo e comparativo de corte transversal.

### **5.2 Seleção dos participantes**

Dezesseis jovens adultos de ambos os sexos (9 homens e 7 mulheres) com idades entre 20 a 30 anos (média = 24,7 anos e DP = 2,2 anos) participaram deste estudo. Todos os participantes foram classificados como destros conforme o uso preferencial da mão para comer e escrever e não possuíam histórico de traumas ou neuropatia de membros superiores. O comprimento da mão direita foi medido da extremidade distal do dedo médio ao ponto referente ao osso lunar do punho. A largura da mão foi medida entre as articulações metacarpofalangeana dos dedos indicador e mínimo (Tabela 1).

Todos os participantes consentiram em participar do estudo e os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

**Tabela 1** - Caracterização dos participantes/ Média  $\pm$  desvio padrão

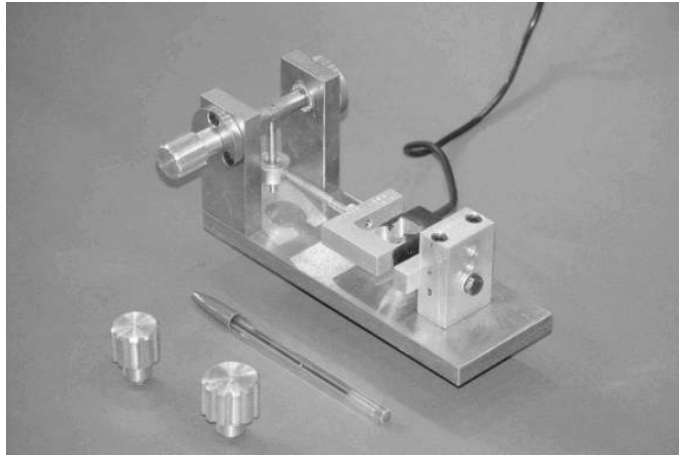
|                | Idade (anos)    | Massa (Kg)       | Altura (Cm) | Comp. mão (cm)  | Larg. mão (cm) |
|----------------|-----------------|------------------|-------------|-----------------|----------------|
| Homens (n=9)   | 24,38 $\pm$ 1.8 | 77,33 $\pm$ 11,3 | 173 $\pm$ 7 | 18,64 $\pm$ 0,8 | 8,29 $\pm$ 0,2 |
| Mulheres (n=7) | 25,09 $\pm$ 2.8 | 60,07 $\pm$ 7,2  | 167 $\pm$ 7 | 17,70 $\pm$ 0,5 | 7,34 $\pm$ 0,5 |

### 5.3 Instrumentos e Procedimentos

Duas tarefas de torque isométrico de supinação em preensão digital do polegar e indicador (TQ) foram testadas neste estudo. Em ambas as tarefas um transdutor de torque elaborado e desenvolvido por OLIVEIRA et al. (2002) mediu o torque isométrico de supinação em preensão digital realizado pelo participante. O transdutor (Figura 2) foi construído em aço com uma base de 20 cm de comprimento e 7 cm de largura sobre a qual dois suportes de 7,5 cm de altura fixam um eixo que transmite o torque aplicado no botão para uma célula de carga comercial (ALFA, modelo S5), com capacidade nominal de 5 Kg, de alumínio. O botão utilizado foi confeccionado em alumínio com diâmetro de 27 mm.

O sinal de resposta do transdutor foi amplificado por um condicionador de sinais ENTRAN MSC6 com módulos MSC-A1, utilizando alimentação de ponte de um Volt e ganho de 1k. O sinal amplificado foi

convertido por uma placa analógico-digital de 16 bits (Dataq Instruments, Inc. Akron, USA), e amostrados com uma taxa de 500 Hz. Os dados foram gravados e armazenados em microcomputador modelo PC (Pentium 200) para análise posterior.



**Figura 2** – Ilustração do transdutor de torque

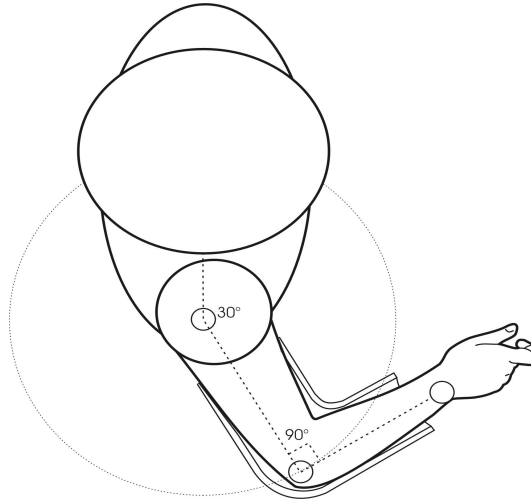
Durante o experimento foi solicitado ao participante sentar-se em uma cadeira de altura ajustável em frente a um osciloscópio, o qual exibiu o torque aplicado no transdutor. O participante foi solicitado a realizar duas tarefas isométricas: torque voluntário máximo em preensão digital do polegar com o indicador ( $TQ_{MAX}$ ) e torque constante em preensão digital do polegar com o indicador ( $TQ_{CONST}$ ). Ambas as tarefas foram realizadas em quatro posições distintas da articulação do cotovelo: a) posição livre; b) em extensão de cotovelo (aprox.  $0^\circ$  flexão); c) *posição de coordenação* conforme descrita pelo método da



coordenação motora - cotovelo flexionado em aproximadamente 45° flexão (PIRET E BÉZIERES, 1992); d) em flexão de aproximadamente 90° do cotovelo.

Com exceção da posição livre o membro superior foi mecanicamente restringido com calhas com alturas ajustáveis que limitaram a articulação do cotovelo aos ângulos pré-estabelecidos (0°, 45° e 90° de flexão). Fitas do tipo Velcro® foram utilizadas para a fixação do membro superior ao longo da calha auxiliando na manutenção e estabilidade das demais articulações do membro superior sem restringi-las. Os ângulos pré-estabelecidos foram aferidos através de um goniômetro manual.

Em todas as posições em que se utilizou a restrição mecânica do cotovelo, o membro superior foi posicionado em relação ao plano da escápula. Para tanto, ombro foi posicionado a aproximadamente 80° de abdução no plano frontal, 30° de adução horizontal e rotação interna de aproximadamente 45°. O plano escapular é definido como sendo o plano orientado 30° anteriormente ao plano frontal. Neste estudo, para que esta angulação fosse alcançada, a haste fixa do goniômetro foi alinhada com o acrômio e a linha média do pescoço correspondendo a 0° no plano frontal e a haste móvel acompanhando o segmento do braço em 30° para frente, conforme Figura 3.



**Figura 3** - Vista superior da angulação do ombro em ambas as tarefas ( $TQ_{MAX}$  e  $TQ_{CONST}$  quando utilizadas as calhas)

A articulação rádio-ulnar foi posicionada em pronação de aproximadamente  $80^\circ$  e esta foi atingida através da solicitação ao participante que posicionasse o polegar em um dos lados do botão do equipamento onde havia uma marca à caneta sobre uma fita aderente ao botão que resultava na posição desejada para esta articulação. O punho foi mantido em extensão de aproximadamente  $20^\circ$  uma vez que a altura da calha era alinhada com a altura da mesa e assim, para que o participante alcançasse o botão do equipamento eram necessários estes graus de extensão desta articulação.

Para a tarefa  $TQ_{MAX}$  o participante foi solicitado a produzir torque isométrico voluntário máximo de supinação em preensão digital do polegar com o indicador, por aproximadamente 3 segundos. Para a tarefa  $TQ_{CONST}$ , o participante foi solicitado a manter, durante 15 segundos, torque isométrico de

forma constante e contínua em três níveis relativos do torque máximo (20% , 40% e 60%). Os níveis relativos de torque foram mostrados na tela de um osciloscópio (MINIPA, modelo MO-1221S) onde uma linha horizontal indicava o torque alvo (20% ou 40% ou 60% do  $TQ_{MAX}$ ) e outra linha móvel horizontal demonstrava o torque produzido pelo participante como um *feedback* visual instantâneo. Cada uma das tentativas iniciou com o sinal de “pronto” e o participante foi instruído a sobrepor a linha móvel à linha alvo fixada em cada nível relativo de torque máximo. A ordem das posições e dos níveis relativos de torque foi aleatória para cada participante a fim de se evitar, em análise posterior, possíveis vantagens de uma posição ou níveis de torque sobre outra decorrente da ordem de execução dos testes. Repouso de aproximadamente 2 minutos entre cada tentativa foi feito com a intenção de se evitar a fadiga dos grupos musculares envolvidos.

Foram oferecidas tentativas iniciais de prática ao participante para familiarização da tarefa e adaptação ao *feedback* visual instantâneo. Estas tentativas iniciais foram descartadas na análise.

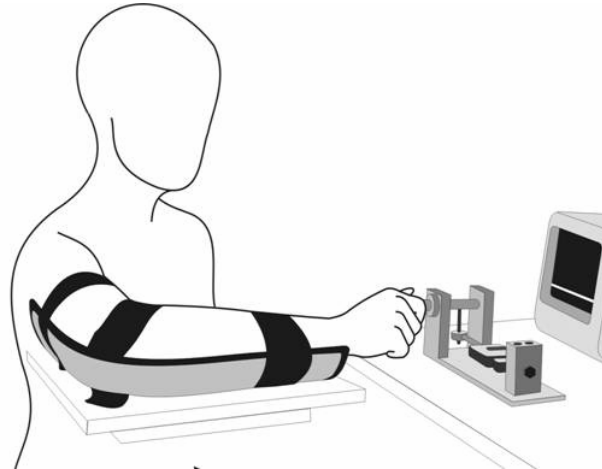
As posições do membro superior, especificamente da articulação do cotovelo estão descritas abaixo:

Posição livre: A produção do  $TQ_{MAX}$  e a manutenção do  $TQ_{CONST}$  nos três diferentes níveis relativos de torque foram solicitadas ao participante sem qualquer restrição da articulação do cotovelo, posicionando o segmento conforme sua preferência e conforto para o alcance da meta da tarefa. O participante teve igual liberdade para eleger a posição preferida em relação às demais articulações do membro superior que realizou a tarefa.

Posição em extensão do cotovelo: Nesta posição, o cotovelo foi restringido na calha em extensão total ( $0^\circ$  de flexão) e as demais articulações foram mantidas conforme a posição de coordenação (ombro abduzido em aproximadamente  $80^\circ$  no plano frontal,  $30^\circ$  de adução horizontal e rotação interna de  $45^\circ$ ; pronação da articulação rádio-ulnar em aproximadamente  $80^\circ$  e punho em extensão de  $20^\circ$  aproximadamente).

Posição de coordenação: Esta é a posição preconizada pelo método da coordenação motora que, neste estudo caracterizou-se pela combinação da abdução do ombro (em aproximadamente  $80^\circ$ ), adução horizontal de  $30^\circ$  e rotação interna de  $45^\circ$  na articulação gleno-umeral. A posição de coordenação inclui ainda a flexão de aproximadamente  $45^\circ$  no cotovelo, pronação da articulação rádio-ulnar em aproximadamente  $80^\circ$  e punho em extensão (aprox.  $20^\circ$ ). Para que esta posição fosse assegurada, o cotovelo foi restringido pela calha em um grau de flexão de  $45^\circ$ .

Posição em flexão de  $90^\circ$ : Nesta posição, o cotovelo foi restringido pela calha em  $90^\circ$  de flexão e as demais articulações foram mantidas conforme a posição de coordenação (ombro abduzido em aproximadamente  $80^\circ$ , adução horizontal de  $30^\circ$  e rotação interna de  $45^\circ$ ; pronação da articulação rádio-ulnar em aproximadamente  $80^\circ$  e punho em extensão de  $20^\circ$ , aproximadamente). A Figura 4 ilustra a tarefa em uma das posições testadas (cotovelo em  $90^\circ$  de flexão), com a restrição mecânica (calha).



**Figura 4** - Ilustração da tarefa com a restrição mecânica (calha) em uma das angulações do cotovelo testadas (aprox. flexão de 90°).

#### 5.4 Análise dos Dados

Todos os sinais adquiridos foram suavizados com filtro do tipo passa-baixa (Butterworth de segunda ordem), com frequência de corte de 25 Hz (OLIVEIRA, 2006). Os valores adquiridos em tensão elétrica (volts) foram convertidos para torque (Nm), conforme as curvas de calibração do transdutor de torque. O processo de calibração foi feito com pesos presos ao botão do transdutor e aumentados gradativamente. Este processo foi sempre realizado a cada nova coleta, ou seja, a calibração era feita no início da coleta e refeita a cada novo dia de coleta de dados.

Para a tarefa  $TQ_{MAX}$ , o pique do torque produzido foi selecionado como máximo. Na tarefa de  $TQ_{CONST}$ , os cinco segundos iniciais de cada

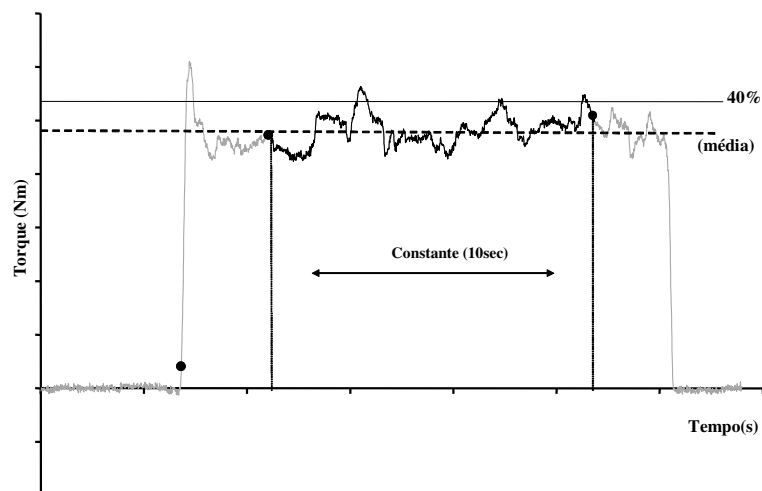
tentativa foram retirados a fim de excluir o período inicial de ajuste do torque ao feedback visual. As seguintes variáveis foram calculadas ao longo dos 10 segundos restantes e correspondentes à fase constante de cada tentativa: Média, desvio padrão, entropia aproximada e erro RMS ( $RMS_E$ ). Os dados foram analisados em Matlab® (MatLAB 5.3, MathWorks, Inc.) em programas redigidos especificamente para este estudo.

O desvio padrão é capaz de indicar o grau de desvio de um ponto na distribuição dos escores mensurando a magnitude da variabilidade da resposta motora representando as flutuações do sinal em termos de amplitude (FITTS, 1951, 1954; SCHMIDT et al. 1979).

A função Entropia Aproximada –  $EnAp^{m,r}$  (PINCUS, 1991) foi utilizada como medida de irregularidade do sinal de torque. Examinou-se a estrutura seqüencial do sinal e avaliou-se a irregularidade da resposta do torque no domínio do tempo. Ao contrário da média e desvio padrão, que oferecem informações sobre a magnitude do sinal, a  $EnAp^{m,r}$  oferece informações de como o sinal muda em função do tempo (PINCUS e GOLDBERGER, 1994).

. O valor da  $EnAp^{m,r}$  foi calculado usando um comprimento do período  $m = 2$  e um filtro com largura de  $r = 0,2$ .

O erro  $RMS_E$  foi utilizado como medida representativa de precisão na tarefa solicitada.



**Figura 5.-** Ilustração dos recortes realizados para o processamento do sinal nas tarefas de  $TQ_{CONST}$ .

## 5.5 Análise Estatística

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

## 6 RESULTADOS

Em geral os resultados mostraram que não houve efeito das posições nas quais o ângulo do cotovelo foi mecanicamente restringido, na resposta de controle de torque em níveis relativos. No entanto, quando solicitado aos participantes a realizarem a tarefa  $TQ_{MAX}$ , valores significativamente mais altos de torque máximo foram encontrados na posição livre, considerada preferencial e sem restrições do ângulo do cotovelo (Tabela 2). A análise mostrou efeito do fator posição para o  $TQ_{MAX}$  [Wilks' Lambda 0.196  $F(3,13) = 17.743$ ;  $p < 0,001$ ] cujo teste revelou diferença entre a posição livre com as demais posições ( $p < 0,05$ ).

**Tabela 2** - Torque voluntário máximo/ Média  $\pm$  desvio padrão. \*  $p < 0,05$

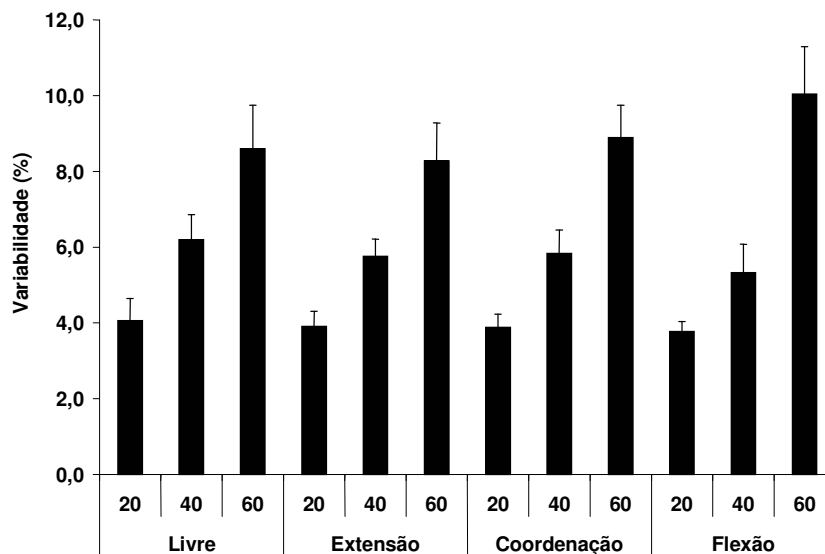
|                 | Posição Preferida/Livre | Posição em extensão | Posição de coordenação | Posição em flexão a 90° |
|-----------------|-------------------------|---------------------|------------------------|-------------------------|
| <b>TVM (Nm)</b> | 1,02* $\pm$ 0,3         | 0,8 $\pm$ 0,3       | 0,9 $\pm$ 0,3          | 0,9 $\pm$ 0,3           |



Em relação à média de torque produzido em cada uma das posições testadas na tarefa  $TQ_{CONST}$ , verificou-se que, conforme previsto no protocolo elaborado, níveis relativos distintos de torque foram realizados pelos participantes. A análise revelou efeito somente para o fator níveis relativos [Wilks' Lambda 0.089  $F(3,13) = 11.161$ ;  $p < 0,001$ ] e não revelou efeito para o fator posição. Nenhuma interação entre os fatores foi identificada. O teste de contraste realizado mostrou uma tendência significativa do tipo linear ( $p < 0,001$ ), isto é, a média de torque produzido aumentou significativamente à medida que níveis relativos mais altos de TVM foram requeridos. Diferenças foram encontradas para todos os níveis ( $p < 0,05$ ).

A variabilidade na resposta de controle de torque, medida através do desvio padrão da fase estável da tarefa de  $TQ_{CONST}$ , não diferiu entre as posições testadas. No entanto, quando os participantes foram solicitados a realizar níveis relativos distintos do torque máximo, a variabilidade aumentou nos níveis mais altos de controle de torque conforme mostrado na Figura 6. Estes achados foram confirmados pela análise que revelou efeito somente para o fator níveis de torque [Wilks' Lambda 0.183  $F(2,9) = 20,026$ ;  $p < 0,001$ ], porém, nenhuma interação entre os fatores foi encontrada. O teste de contraste mostrou uma tendência significativa do tipo linear ( $p < 0,001$ ), significando que à medida que o nível relativo de torque aumentou, a variabilidade no controle de torque aumentou linearmente. Testes *post hoc* (Tukey) indicaram diferença na variabilidade do controle de torque na posição livre e em extensão de cotovelo, entre os níveis de 20% e 60% ( $p < 0,001$ ). Na posição de coordenação, entre os níveis de 20% e 40% ( $p < 0,029$ ), entre os níveis 20% e 60% ( $p < 0,001$ ) e entre os níveis 40% e 60% ( $p < 0,013$ ). Quando o cotovelo foi posicionado a 90° de flexão,

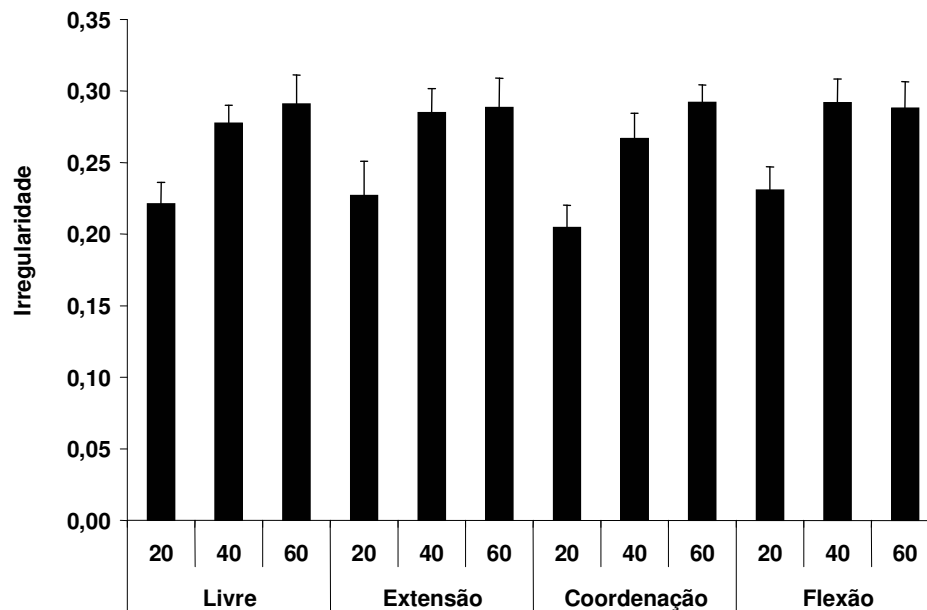
diferenças significativas foram encontradas entre os níveis 20% e 60% ( $p < 0.001$ ) e entre os níveis 40% e 60% ( $p < 0.001$ ).



**Figura 6** - Valores médios da variabilidade (Desvio Padrão - DP) do grupo investigado e respectivos erros padrão em função dos níveis relativos de torque máximo (20%, 40% e 60%) em cada uma das posições investigadas na tarefa de  $TQ_{CONST}$ .

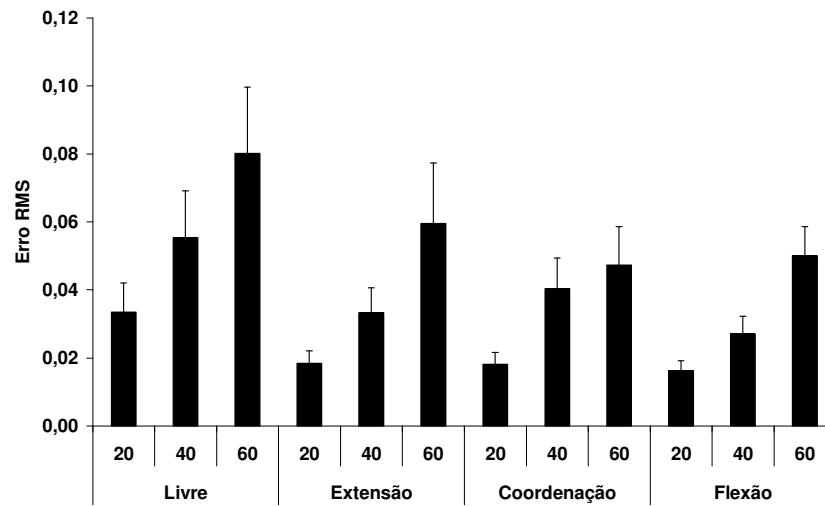
Os resultados da irregularidade da resposta motora, medida através do cálculo da entropia aproximada, indicaram que o controle de torque tornou-se mais irregular à medida que os níveis relativos mais altos de torque foram solicitados. As posições testadas não interferiram na resposta de controle de torque. Esses resultados foram suportados pela ANOVA que não mostrou efeito para a posição articular, todavia, apresentaram efeito para o fator níveis relativos de torque [Wilks' Lambda 0,385  $F(2,14) = 11,204$ ;  $p < 0.001$ ]. O teste de contraste também mostrou uma tendência significativa do tipo linear ( $p < 0,001$ ) para esta variável, ou seja, à medida que o percentual de torque aumentou, a

irregularidade no controle de torque mostrou uma tendência de aumento linear, ainda que não tenha havido diferença significativa entre os níveis 40% e 60%. Testes *post hoc* (Tukey) mostraram que irregularidade diferiu no controle de torque na posição livre entre os níveis 20% e 40% ( $p < 0.047$ ) e também entre os níveis 20% e 60% ( $p < 0.011$ ). Na posição em extensão, diferenças foram encontradas entre os níveis 20% e 40% ( $p < 0,041$ ) e entre os níveis 20% e 60% ( $p < 0,037$ ). Na posição de coordenação, entre os níveis 20% e 40% ( $p < 0.017$ ) e entre os níveis 20% e 60% ( $p < 0.001$ ). Na posição de flexão a 90° do cotovelo, foram encontradas diferenças entre os níveis 20% e 40% ( $p < 0.041$ ) e entre os níveis 20% e 60% ( $p < 0.05$ ) conforme mostra Figura 7.



**Figura 7** - Valores médios da irregularidade (EnAp) do grupo investigado e respectivos erros padrão em função dos níveis relativos de torque máximo (20%, 40% e 60%) em cada uma das posições investigadas na tarefa de  $TQ_{CONST}$ .

A precisão da resposta motora foi medida através do Erro RMS (RMSe). Assim como para as variáveis referentes à variabilidade e irregularidade, o erro aumentou à medida que níveis relativos mais altos de torque foram exigidos (Figura 8). Os resultados da ANOVA não revelaram efeito para o fator posição articular, porém, mostraram efeito para o fator níveis relativos de percentual de torque [Wilks' Lambda 0.402;  $F(2,14) = 10,412$ ;  $p < 0.002$ ]. Nenhuma interação entre os fatores foi verificada. O teste de contraste mostrou uma tendência significativa do tipo linear ( $p < 0,001$ ), confirmando a relação entre as variáveis anteriormente descritas. Testes *post hoc* (Tukey) evidenciaram diferenças significativas no controle de torque na posição em extensão do cotovelo, entre os níveis 20% e 60% ( $p < 0.001$ ) e na posição de flexão de 90° de cotovelo, entre os níveis 20% e 60% ( $p < 0.001$ ) e entre os níveis 40% e 60% ( $p < 0.027$ ). Nas posições livre e de coordenação, diferenças foram encontradas entre os níveis 20% e 60% ( $p < 0,04$  e  $p < 0,05$ , respectivamente).



**Figura 8** - Valores médios de precisão (Erro RMS) do grupo investigado e respectivos erros padrão em função dos níveis relativos de torque máximo (20%, 40% e 60%) em cada uma das posições investigadas na tarefa de  $TQ_{CONST}$ .

## 7 DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo investigar um dos princípios do método da coordenação motora proposto por Piret e Béziers (1992). Especificamente, analisou-se o efeito da posição da articulação do cotovelo na resposta máxima e de controle de torque isométrico de supinação em preensão digital. Os resultados, em geral, mostraram que a resposta de controle de torque não foi influenciada pela posição da articulação do cotovelo ao passo que, maior variabilidade, maior irregularidade e menor precisão foram observadas com o progressivo aumento nos níveis de torque na resposta de controle motor para a tarefa estudada. Além disso, a maior produção de torque ocorreu na posição preferida e quando a articulação do cotovelo não estava restringida a ângulos articulares pré-estabelecidos experimentalmente.

A maior produção de torque encontrada neste estudo para a posição livre e preferida pode ser explicada em função das propriedades mecânicas e arquitetônicas dos músculos envolvidos na tarefa e relacionados às articulações

do cotovelo e antebraço. O torque solicitado aos participantes foi um torque isométrico de supinação em preensão digital, cuja ação, mesmo que isométrica, envolveu músculos que cruzam a articulação do cotovelo como o bíceps braquial, o braquiorradial e o supinador.

Tem sido reportado na literatura que a produção de torque máximo de supinação do antebraço é influenciada pela posição do cotovelo. Bechtel e Caldwell (1994) examinaram a influência da posição do cotovelo na produção de torque de supinação em quatro diferentes posições (30° a 110° de flexão) com o antebraço na posição neutra. Valores mais altos de torque de supinação foram registrados quando o cotovelo estava flexionado a 90° e uma diminuição gradual foi observada com a extensão do cotovelo. Semelhantes achados foram encontrados por Murray et al. (1995) que mensuraram os braços de momento de supinação e flexão do cotovelo em função da posição do antebraço e do próprio cotovelo. Os autores verificaram que o pico do braço de momento na supinação ocorre em posições em que o cotovelo está flexionado a 85° diminuindo em até 48% à medida que o cotovelo é posicionado a 45° de flexão. Para os principais flexores do cotovelo (bíceps braquial, braquiorradial, braquial), o pico do braço de momento de cada músculo individualmente varia entre 80° de flexão para o bíceps e 105° de flexão para braquial e braquiorradial, com o antebraço em posição neutra e tende a aumentar quando o antebraço parte da pronação para a supinação. O'Sullivan & Gallwey (2002), investigaram a produção de torque máximo de supinação e pronação em função da posição do cotovelo e do antebraço. Para tanto, a capacidade de gerar torque máximo foi mensurada em três posições do antebraço (75% de pronação, posição neutra e 75% de supinação) além de quatro diferentes

ângulos do cotovelo ( $0^\circ$  = extensão total,  $45^\circ$ ,  $90^\circ$  e  $135^\circ$  de flexão). Os resultados indicaram efeito significativo para os ângulos do antebraço e cotovelo na produção de torque máximo do antebraço. Maior torque de supinação foi registrado quando o antebraço estava posicionado a 75% de pronação e cotovelo flexionado em  $135^\circ$ . Os menores valores foram registrados na condição extrema, ou seja, em extensão total de cotovelo com o antebraço a 75% de supinação. O torque de pronação foi maior com o antebraço na posição neutra e cotovelo flexionado em  $45^\circ$ .

Ainda que discrepâncias sejam verificadas entre os estudos a respeito da relação torque – ângulo do cotovelo e antebraço, há uma convergência em relação ao fato de que uma maior capacidade geradora de torque ocorre nas posições em que o cotovelo encontra-se em ângulos maiores de flexão (acima de  $80^\circ$ ) com diminuição desta capacidade à medida que o cotovelo estende-se. No presente estudo, o ângulo do cotovelo também foi testado em  $0^\circ$  (ou extensão total),  $45^\circ$  e  $90^\circ$  de flexão, todavia, divergente dos estudos anteriores, nenhuma diferença foi encontrada entre as posições testadas. Esta divergência pode ser explicada pelo fato de que as calhas utilizadas para a restrição da articulação do cotovelo nos ângulos pré-estabelecidos tenham limitado, parcial e mecanicamente, a ação da musculatura agonista. Além disso, é importante considerar que a tarefa solicitada assemelha-se a uma ação cotidiana e assim, especula-se que a posição preferida do participante para atingir a meta da tarefa decorra de estratégias neuromusculares vivenciadas anteriormente pelos participantes investigados resultando em uma maior capacidade de produção de torque.



No que tange à posição do cotovelo estabelecida no método da coordenação motora (PIRET e BÉZIER, 1992) e denominada “posição de coordenação”, nenhum efeito na produção de torque máximo foi encontrado. Contrariamente ao que foi postulado no método, nenhuma vantagem mecânica foi verificada para a posição de coordenação. Ainda que neste estudo a ação flexora do bíceps braquial sobre a articulação do cotovelo não tenha sido diretamente testada, reconhece-se a importante ação deste músculo na ação supinadora isométrica do antebraço durante a execução da tarefa testada ( $TQ_{MAX}$ ). Além disso, o método destaca o papel dos músculos biarticulares na transmissão de potência ou energia de uma articulação a outra como ocorre pela ação do bíceps braquial, responsável por posicionar o membro superior na *posição de coordenação* preconizada por Piret e Bézier (1992). Segundo estas autoras, a posição de coordenação permitiria uma maior capacidade geradora de torque de flexores e extensores do cotovelo (particularmente bíceps e tríceps braquial) uma vez que, nesta posição, a relação força-comprimento destes músculos lhes garantiria essa capacidade. Este pressuposto não foi confirmado para a tarefa investigada deste estudo e, além disso, não foram encontradas evidências na literatura que suportem tal pressuposto do método. No que diz respeito à capacidade de produção de torque de flexores e extensores do cotovelo, sabe-se que a capacidade isométrica de músculos que cruzam a articulação do cotovelo depende tanto das diferenças arquitetônicas (principalmente a área de secção transversal fisiológica e o comprimento ótimo dos fascículos musculares) quanto do braço de momento (distância entre a linha de ação do músculo e o centro de rotação articular) dos músculos envolvidos na ação (MURRAY et al., 2000). Sabendo-se que a magnitude de torque resulta do produto entre a força de um músculo ou de um grupo de agonistas pelo seu

braço de momento, inferências podem ser feitas a respeito da relação força-comprimento dos músculos através da relação torque-ângulo. Para isto, é necessário que se conheça o pico do braço de momento dos músculos envolvidos na ação específica. Tem sido estabelecido que para os flexores do cotovelo, o braço de momento é maior em uma posição intermediária, isto é, articulação do cotovelo em cerca de 90° de flexão segundo Enoka (2000), Murray et al. (1995) acima de 80° de flexão, e por volta de 100° de flexão para Uchiyama et al., (1998), Prodoehl (2003) e menor na extensão total e flexão total (ENOKA, 2000). Como o braço de momento para a maioria dos músculos muda ao longo de sua amplitude de movimento, com o pico do valor na amplitude média, o torque muscular é freqüentemente máximo numa posição intermediária (ENOKA, 2000). Mesmo havendo divergência entre os autores, conclui-se que ângulos maiores de flexão do que o ângulo postulado por Piret e Béziers (1992), oferece à musculatura maior capacidade geradora de torque em flexão como também em supinação.

Piret e Béziers (1992) postularam também, que a posição intermediária entre a flexão e a extensão do cotovelo, determinada para a *posição de coordenação* é a posição ideal para produção de força do membro superior. Os resultados deste estudo não oferecem suporte para tal premissa do método, visto que nenhum efeito do fator posição foi encontrado na tarefa TQ<sub>MAX</sub>. Além de não representar uma posição favorável na produção de torque máximo de supinação, a angulação definida de cerca de 45° de flexão não representa o ponto intermediário entre a flexão e a extensão do cotovelo. Considerando que a variação de amplitude articular do cotovelo é aproximadamente entre zero e 145° de flexão (MARQUES, 1997) mesmo

havendo variações inter-indivíduos, duas considerações divergentes em relação à posição de coordenação devem ser pontuadas: a) 45° de flexão do cotovelo não representa o ponto intermediário entre a flexão e a extensão do cotovelo; e b) o ângulo que de fato encontra-se no ponto intermediário entre a flexão e a extensão do cotovelo (aproximadamente 72,5°) não representa, segundo os autores consultados e acima referidos, a posição na qual flexores e extensores estão em sua posição ótima para produção de torque máximo.

A resposta motora durante uma tarefa de torque isométrico, contínuo e constante foi medida e analisada em função de diferentes posições articulares e diferentes níveis relativos de torque máximo. Tanto a magnitude de variação da resposta (variabilidade), quanto a estrutura da resposta motora ao longo do tempo (irregularidade) e a precisão durante a execução da tarefa foram examinadas. Não se verificou efeito da posição articular do cotovelo sobre a resposta de controle de torque. Todavia, quando os participantes foram solicitados a realizar controle de torque em níveis relativos distintos do torque máximo, comportamento linear e mais variável do sistema sensório-motor foi observado.

Em relação à magnitude da variação da resposta de controle de torque, obtida a partir do desvio padrão na fase do platô na tarefa de torque constante, diferenças significativas ocorreram entre os níveis de 20% e 60% nas posições livre e em extensão do cotovelo. Destaca-se que, na posição de coordenação, diferenças entre todos os níveis relativos de torque foram encontradas, todavia ressalta-se que nenhuma interação entre os fatores foi verificada na análise estatística, o que limita inferências em relação a este fato

observado. Quando o cotovelo foi posicionado a 90° de flexão, diferenças foram verificadas entre os níveis 20% e 60% e entre 40% e 60% do torque máximo. Esta relação linear entre a variabilidade e níveis relativos de torque converge com os achados de estudos anteriores de controle de força de pressão digital (SLIFKIN e NEWELL, 1999, 2000; DEUSTCH e NEWELL, 2001; VAILLACOURT e NEWELL, 2003), preensão digital em pinça (DEUTSCH e NEWELL, 2003, 2004) e controle de torque em preensão digital (OLIVEIRA et al. 2003).

A variabilidade na resposta motora, tradicionalmente, tem sido utilizada como um índice de sucesso na realização da tarefa. Alta variabilidade tem sido associada com baixa performance. O desvio padrão é capaz de indicar o grau de desvio de um ponto na distribuição dos escores mensurando a magnitude da variabilidade da resposta motora representando as flutuações do sinal em termos de amplitude (FITTS, 1954; SCHMIDT et al., 1979). Neste contexto pode ser interpretada como ruído intrínseco do sistema sensório-motor, irrelevante e não funcional (SCHMIDT et al. 1979). Esta visão da 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 e DE JONG, 1995).

A fim de explicar o mecanismo envolvido na variabilidade da resposta de controle em função do nível de torque solicitado, duas questões devem ser consideradas: a) o princípio do tamanho proposto por Henneman (1957); e b) a somação espacial e temporal no incremento de força. Henneman (1957) ao formular o princípio do tamanho, observou a existência de uma ordem

de recrutamento dos neurônios motores alfa menor para os maiores. Sabe-se que motoneurônios de menor diâmetro, com menor quantidade de mielina possuem uma menor velocidade de condução do estímulo elétrico, inervando fibras musculares de contração lenta, com corpos celulares que se despolarizam antes do que os corpos celulares de motoneurônios de maior diâmetro. Fibras musculares de contração lenta são também mais resistentes à fadiga. O contrário ocorre nos motoneurônios de maior diâmetro, com maiores quantidades de mielina, inervando fibras musculares de contração rápida e recrutada depois, apresentando menor resistência à fadiga (LUNDY-EKMAN, 2004).

Segundo Kamen et al. (1995) a respeito do mecanismo neurofisiológico envolvido no incremento de força, este é possível pelo aumento do número de unidades motoras recrutadas, fenômeno também conhecido como somação espacial. Quando todas as unidades motoras daquele grupo de fibras ou músculos tiverem sido recrutadas e aumentos adicionais de força forem exigidos, estes irão ocorrer devido ao aumento da frequência de descarga destas unidades motoras recrutadas, fenômeno denominado de somação temporal.

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, por volta 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 conseqüentemente o tamanho, das unidades motoras recrutadas. Uma vez que o princípio do tamanho especifica uma ordem de recrutamento (e desrecrutamento), para manter uma força constante em níveis mais altos, além da atividade das fibras de contração lenta é também exigida a atividade de fibras de contração rápida. A rápida fadigabilidade destas fibras em níveis maiores de força contínua resultará em atividade fásica intermitente com conseqüente flutuação na resposta de controle, ou seja, em maior variabilidade.

Além de investigações sobre a magnitude da variação da resposta motora, o presente estudo também examinou a estrutura da resposta de torque no domínio do tempo através da determinação da regularidade do sinal avaliando a previsibilidade da resposta do sistema ao longo do tempo (PINCUS, 1991). Pesquisadores na área do comportamento motor entendem que, além de quantificar a variação da resposta motora é necessário saber como esta variação comporta-se no domínio do tempo. A regularidade oferece informações adicionais sobre a capacidade do sistema sensório-motor de ajustar-se e de explorar as possibilidades de controle do sistema motor (SLIFKIN e NEWELL, 1998, 1999). A variabilidade pode também ser interpretada como característica necessária ao sistema sensório-motor dado o seu valor adaptativo e seu caráter exploratório (STADDON, 1983) citado por Slifkin e Newell (1999). Nesta perspectiva tal variabilidade permite ao organismo aprimorar a informação sobre si mesmo, sobre o ambiente e a capacidade para operar dentro do ambiente (BRENER, 1986; GIBSON, 1988; RICCIO, 1993), citados por Slifkin e Newell (1999). Esse entendimento da variabilidade como uma necessidade do sistema

em interagir com o ambiente e assim adaptar-se a ele vem se fortalecendo através de estudos sobre flutuações nas respostas de *timing* (BLAKWELL e NEWELL, 1996; GILDENN et al.1995; YAMADA, 1995 a, 1995b), sobre estabilidade postural (COLLINS e DE LUCA, 1993; NEWELL et al. 1993), e controle de força isométrica (SLIFKIN e NEWELL, 1998, 1999; SLIFKIN et al., 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001, 2003, 2004; VAILLACOURT e NEWELL, 2003; OLIVEIRA et al. 2003, 2006).

Dentro desta perspectiva teórica, a análise da resposta do sistema sensório-motor no domínio do tempo pode permitir inferências sobre as características comportamentais mais ou menos exploratórias do sistema sensório-motor e, para isto, uma ferramenta estatística de caráter probabilístico tem sido utilizada para avaliar a diversidade que o sistema sensório-motor apresenta na resposta de controle no domínio do tempo. A análise, denominada entropia aproximada (EnAp), mede o grau de regularidade de um determinado sistema, no caso, o sensório-motor. Examina a estrutura seqüencial do sinal e informa a respeito de como o sinal muda em função do tempo (PINCUS, 1991). O resultado da entropia aproximada caracteriza o comportamento do sistema como estocástico ou determinístico. Um sistema estocástico, ao contrário de um sistema determinístico é um sistema que se comporta por uma alta diversidade de respostas caracterizando-o como mais irregular ou mais flexível, adaptando-se mais facilmente a diferentes demandas. Os valores são compreendidos entre zero e dois. Os valores próximos a zero significam que o sistema se organiza de forma regular, é previsível, estável, com característica determinística; próximo a dois significam que o sistema se organiza de forma imprevisível, instável, de caráter estocástico e constantemente se auto-organizando.

Neste estudo, semelhante ao comportamento da variabilidade nos diferentes níveis de torque, foi possível verificar uma relação linear entre a irregularidade e níveis relativos de torque, não havendo efeito da posição articular para esta variável. A irregularidade diferiu de forma significativa em todas as posições, entre os níveis 20% e 40% e entre os níveis 20% e 60% de torque máximo. Efeito do nível de força sobre a irregularidade também foi encontrado em estudos prévios (SLIFKIN e NEWELL, 1999; SLIFKIN et al., 2000; DEUSTCH e NEWELL, 2001, 2004; OLIVEIRA et al. 2003). Tais estudos revelaram aumento da irregularidade com o aumento da força exigida até um ponto máximo em cerca de 40% quando um declínio passa a ser observado por menores valores de entropia aproximada mostrando uma estrutura mais regular da resposta de controle de força até os níveis mais altos testados. A irregularidade, por representar uma característica adaptativa do sistema permite inferências a respeito da flexibilidade e previsibilidade com que o sistema opera ao controlar eficientemente uma ação motora. Sendo assim, à medida que níveis maiores de torque foram exigidos, maior flexibilidade do sistema foi necessária representando, aparentemente, uma capacidade do sistema em explorar a dimensionalidade da resposta motora a fim de organizá-la através da adoção de uma estratégia adaptativa para que a meta da tarefa fosse atingida eficientemente (DEUTSCH e NEWELL, 2003; OLIVEIRA et al., 2005). Além disso, assume-se que a irregularidade fornece uma rica fonte de informação sobre o controle da tarefa (SLIFKIN e NEWELL, 1998; DEUTSCH e NEWELL, 2003) em função de não ser uma análise puramente descritiva e de tendência central da resposta motora.



A análise da irregularidade mostrou um aumento entre 20 e 40% de torque máximo e não diminuindo, como mostrado em estudos anteriores (SLIFKIN e NEWELL, 1998, 1999, 2000, 2003; SLIFKIN et al., 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001, 2002, 2003, 2004; VAILLACOURT e NEWELL, 2003; OLIVEIRA et al. 2003) entre os níveis 40 e 60%. Entretanto, segundo Newell e colaboradores (2003), a estrutura da resposta pode variar com a tarefa, com o órgão efetor da tarefa (SHARP e NEWELL, 2000), com a prática (NEWELL et al. 2003) ou com a idade (VAILLACOURT e NEWELL, 2003). Assume-se que, conforme discutido anteriormente, para o aumento na produção de torque, o recrutamento de unidades motoras ocorre tanto por somação espacial quanto por somação temporal. O aumento no número de componentes ou processos que contribuem para a resposta do sistema pode estar relacionado com maior quantidade de informação oferecida ao sistema que deverá operar de forma eficiente na organização da tarefa. O aumento de informação no sistema se expressa por esta aumentada irregularidade, também entendida como maior complexidade encontrada em níveis maiores de torque e, diferentemente da variabilidade, o que está em questão não é a sua magnitude, mas sua previsibilidade no domínio do tempo. Porém, observou-se que a capacidade auto-organizante do sistema sensório-motor apresenta limites, pois entre os níveis mais altos de torque submáximo testados (40% e 60%), houve pequeno acréscimo dos valores de irregularidade, nas posições livre, de extensão e de coordenação e este não foi significativo e um pequeno decréscimo na posição de flexão, como se o sistema, ao ter que operar com maiores níveis de força fosse esgotando as suas possibilidades auto-organizantes.

A precisão da resposta motora, assim como para as variáveis referentes à variabilidade e irregularidade, sofreu efeito do nível de torque mostrando que o erro para atingir a meta da tarefa aumentou à medida que níveis relativos mais altos de torque foram exigidos. Diferenças significativas na precisão da resposta de controle de torque na posição livre, em extensão do cotovelo e na posição de coordenação ocorreram entre os níveis 20% e 60%. Na posição de flexão de cotovelo a 90°, diferenças foram verificadas entre os níveis 20% e 60% e entre 40% e 60% do torque máximo. Estes achados convergem com estudos anteriores (SLIFKIN e NEWELL, 2000; DEUTSCH e NEWELL, 2001), os quais também relataram menor precisão em níveis maiores de força. O erro RMS usado como medida de precisão indicou a dificuldade do participante em atingir o alvo, neste caso, em atingir o nível relativo de torque solicitado e mantê-lo de forma constante e contínua.

Ainda que não tenha sido encontrado efeito da posição do cotovelo sobre a resposta de controle de torque, observou-se uma tendência para maiores valores para esta variável na posição livre em todos os níveis relativos de torque quando comparada com as demais posições. É possível que a calha utilizada para restringir a angulação do cotovelo tenha cumprido um papel estabilizador do torque gravitacional gerado pela massa do segmento quando comparado com a posição livre em que o membro permaneceu suspenso pelo participante durante a execução da tarefa.

Os resultados sobre o controle constante de torque isométrico deste estudo trouxeram indícios de que, conforme a restrição da tarefa como a posição articular, não há efeito substancial na resposta motora. Entretanto, a

restrição - níveis de torque, neste estudo, mostraram significativa influência nas variáveis da resposta de controle analisadas.

Portanto, a idéia de que a posição de coordenação represente, por si só uma posição favorável na otimização do desempenho motor, não foi confirmada. Entretanto, outras questões que não foram investigadas neste estudo em relação à abordagem terapêutica empregada por este método, podem revelar possíveis benefícios no desempenho do sistema sensorio-motor. O papel das informações extero-proprioceptivas largamente utilizadas nesta abordagem como técnicas manipulativas e execuções de séries de movimentos elípticos devem ser investigados na busca de se compreender os efeitos encontrados por profissionais que vêm empregando estes recursos em processos de reabilitação.

## 8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O principal objetivo deste estudo foi investigar o efeito da posição de coordenação proposta pelo método da coordenação motora de Piret e Béziers (1992) na resposta de controle de torque isométrico de supinação em preensão digital. Para isto, além da posição de coordenação, outras três posições da articulação do cotovelo foram testadas tanto na resposta de controle de torque em níveis relativos quanto na produção de torque máximo. Os resultados mostraram que não houve efeito da posição de coordenação sobre a resposta de controle de torque em níveis relativos e na produção de torque máximo. As demais posições examinadas também não tiveram nenhuma influência sobre o controle na tarefa realizada. A maior produção de torque ocorreu na posição preferida, eleita pelo participante com a articulação do cotovelo livre da restrição mecânica utilizada nas demais posições. É possível que a ausência da restrição mecânica e/ou a experiência neuro-motora prévia do indivíduo ao adotar a posição de sua preferência, justifique o efeito desta condição na produção de torque máximo. A resposta de controle de torque não foi influenciada pela

posição da articulação do cotovelo, porém, a hipótese de que incrementos nos níveis de torque têm efeito direto sobre a variabilidade da resposta motora foi confirmada. Ainda foi verificado que, níveis relativos de torque progressivamente maiores acarretam em prejuízo na precisão da resposta motora, confirmando também a hipótese anteriormente formulada.

Em relação à estrutura da resposta motora no domínio do tempo, o aumento na irregularidade conforme solicitação de níveis maiores de torque confirmou parcialmente a respectiva hipótese neste estudo. Houve aumento da irregularidade entre o nível mais baixo e o nível intermediário de torque, mas esta se estabilizou ao comparar o nível intermediário com o nível mais alto de torque. Isto indica que aumento nos níveis de torque representam maior complexidade na resposta motora porém, se os níveis continuam a aumentar, o sistema apresenta uma tendência de manter a organização alcançada.

Portanto, pode-se concluir que a solicitação de maiores níveis de torque representam uma restrição da tarefa de maior importância no controle motor do que a restrição imposta pela posição articular. É provável que os indivíduos tenham sido capazes de utilizar estratégias neuromotoras que lhes possibilitou atingir a meta solicitada para a tarefa em questão, independente da angulação do cotovelo. Sendo assim, rejeita-se a hipótese de que a posição de coordenação preconizada por Piret e Béziers (1992) represente uma estratégia mecanicamente vantajosa, tanto na resposta de controle motor, quanto na produção de torque máximo na tarefa em questão. Admite-se que uma das limitações deste estudo foi manter fixamente a posição do cotovelo nas mecânicas utilizado (a calha), na produção de torque máximo e/ou na resposta

de controle da tarefa. Desta forma, acredita-se que pesquisas futuras possam ser conduzidas utilizando-se de técnicas como cinemetria, eletrogoniometria e eletromiografia, as quais permitem a mensuração de parâmetros biomecânicos cinemáticos e da ativação muscular sem maiores interferências na execução motora em si. O mecanismo postulado por Piret e Béziers sobre os ajustes que o sistema nervoso emprega para a otimização na ativação dos músculos numa ação motora não apresenta clara distinção entre sinergismo e co-contração, o que em estudos futuros poderá dificultar o pesquisador seguir um fio condutor para uma análise mais profunda dos pressupostos deste método.

Entretanto, outras questões a respeito do método de Piret e Béziers não contempladas neste estudo podem fornecer ricas fontes de análise em estudos futuros. Investigações longitudinais de um programa de intervenção motora que permita a prática de ações dinâmicas ao longo de um período de tempo mínimo podem revelar a utilidade deste método na melhoria do desempenho motor.

## 9 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BARELA, J. A.; PETERSEN, R.D.S.; SANTOS, L. *O Estudo do Movimento Humano: Uma Nova Perspectiva. As Ciências do Desporto e a Prática Desportiva - Actas*, 1991

BARELA, J. A. Perspectivas dos sistemas dinâmicos: teoria e aplicação do estudo de desenvolvimento motor in: PELLEGRINI, A. M. (Org.). *Coletânea de Estudos: Comportamento Motor*. São Paulo: Movimento, p. 11-28, 1997

BERNSTEIN, N. The problem of interrelation of co-ordination and localization. In: *The Co-ordination and Regulation of Movements*. Pergamon, p. 15-59, 1967

BECHTEL, R.; CALDWELL, G. E. The influence of task and angle on torque production and muscle activity at the elbow. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, p. 195 – 204, 1994

BÉZIER, M.M.; PIRET, S. A coordenação motora: aspecto mecânico da organização psicomotora do homem. São Paulo: Summus, 1992

BLANK, R.; HEIZER, W.; VON VOSS, H. Externally guided control of static grip forces by visual feedback: Age and task effects in 3-6 year old children and in adults. *Neuroscience Letters*, v. 271, p. 41 – 44, 1999

BLANK, R.; HEIZER, W.; VON VOSS, H. Development of externally guided grip force modulation in man. *Neuroscience Letters*, v. 286, p. 187 – 190, 2000

BUCHANAN T. S., ALMDALE D. P. J., LEWIS J. L., RYMER W. Z. Characteristics of synergic relation during isometric contractions of human elbow muscles. *Journal of Neurophysiology*, v. 56, p. 1225 – 1241, 1986

BUCHANAN T. S., ROVAI, G. P., RYMER W. Z. Strategies for muscle activation during isometric torque generation at the human elbow. *Journal of Neurophysiology*, v. 62, p. 1201 – 1212, 1989

CALLEGARI – JACQUES, S. M. *Bioestatística: princípios e aplicações*. Porto Alegre, ARTMED, 2003.

CATUZZO, M. T. Avaliação dos padrões de coordenação motora humana in: PELLEGRINI, A. M. (Org.). *Coletânea de Estudos: Comportamento Motor*. São Paulo, Movimento, pp. 57-82, 1997

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, v. 95, p. 308 – 318, 1993

DEUTSCH, K. M.; NEWELL, K. M. Age differences in noise and variability of isometric force production *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 80, p. 392 – 408, 2001



DEUTSCH, K. M.; NEWELL, K. M. Children's coordination of force output in a pinch grip task. *Developmental Psychobiology*, v. 41, p. 253 – 264, 2002

DEUTSCH, K. M.; NEWELL, K. M. Deterministic and stochastic processes in children's isometric force variability. *Developmental Psychobiology*, v. 43, p. 335 – 345, 2003

DEUTSCH, K. M.; NEWELL, K. M. Changes in the structure of children's isometric force variability with practice. *Journal of Experimental Child Psychology*, v.88, p. 319-333, 2004

ENOKA, R. M., Bases Neuromecânicas da Cinesiologia. São Paulo: Manole, 2000

FITTS, P. M. Engineering psychology and equipment design. In S.S Stevens (Ed), *Hand book of experimental psychology*, p. 1287 – 1340, 1951

FITTS, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, v. 47, p. 381 – 391, 1954

FOSSBERG, H.; ELIASSON, A. C.; KINOSHITA, H.; JOHANSSON, R. S.; WESTLING, G.; Development of human precision grip: I. Basic coordination of force. *Experimental Brain Research*, v. 85, p. 451 – 457, 1991

GELFAND I. M., GURFINKEL V. S., TSETLIN M. L., SHIK M. L. Problem in analysis of movements. In: *Models of the structural functional organisation of certain biological system* (American translation, 1971 ed.), editado por Gelfand

I.M., Gurfinkel V.S., Fomin S.V. e Tsetlin M.L. Cambridge, MA:MIT Press, p. 330 – 345, 1966

GILDENN, D. L.; THORNTON, T.; MALLON, M. W. 1/f noise in human cognition. *Science*, v. 267, p. 1837 – 1839, 1995

GONÇALVES, G. A. C. Emergência de padrões de desenvolvimento motor. In: PELLEGRINI, A. M. (Org.). *Coletânea de Estudos: Comportamento Motor*. São Paulo: Movimento, pp. 11-28, 1997

HARBST, K. B; LAZARUS, J. C.; WITHALL, J.; Accuracy of dynamic isometric force production: The influence of age and bimanual activation patterns. *Motor Control*, v. 4, p. 232 – 256, 2000

HAYWOOD, K.; GETCHELL, N. *Lifelong Motor Development*. Champaign, IL. Human Kinetics, 2001

KAMEN, G.; SISON, S. V., DU, C. C. D. ; PATTEN, C. Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions. *Journal of Applied Physiology*, v. 79, p. 1908 – 1913, 1995

KELSO, J. A. S., SCHÖNER, G. Self-organization of coordinative movement patterns. *Human Movement Science*, v. 7, p. 27 – 46, 1988

KONCZAK, J; JANSEN – OSMANN, P; KALVERAM, K. T; Development of force adaptation during childhood. *Journal of Motor Behavior* , v. 35, p. 41 – 52, 2003

LAZARUS, J. C.; WITHALL, J.; FRANKS C. A. Isometric force regulation in children. *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 60, p. 245 – 260, 1995

LIPSITZ, L. A.; GOLDBERGER, A. L. Loss of “complexity” and aging: Potential application of fractals and chaos theory to senescence. *Journal of the American Medical Association*, v. 267, p. 1806 – 1809, 1992

LIPSITZ, L. A. Age-related changes in the “complexity” of cardiovascular dynamics: A potential marker of vulnerability to disease. *Chaos*, v. 5, p. 102 – 109, 1995

LUNDY-EKMAN, I. *Neurociência: fundamentos para reabilitação*. 2 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2004

MARQUES, A. P. *Manual de Goniometria*. São Paulo: Manole, 1997

MATHWORKS, Inc. Matlab 5.3 [Computer Software] Natick, MA, 1996

MEYER, D. E.; ABRAMS, R. A.; KORNBLUM, S.; WRIGHT, C. E.; SMITH, J. E. K. Optimality in human motor performance: ideal control of rapid aimed movements. *Psychological review*, v. 95, p. 340 – 370, 1988

MURRAY, W. M.; SCOTT, L. D; BUCHANAN T. S. Variation of muscle moment arm with elbow and forearm position. *Journal of Biomechanics*, v. 28, p. 513 – 525, 1995

MURRAY, W. M; BUCHANAN T. S. ; SCOTT, L. D. The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow. *Journal of Biomechanics*, v. 33, p. 943 – 952, 2000

NEWELL, K. M. Constraints on the development of coordination. In: *Motor Skill Acquisition in children: Aspects of Coordination and Control*, ed. Wade M.G. e Whiting H.T.A. Amsterdam: Martinies NIJHOS, 1986

NEWELL, K. M.; CORCOS, D. M. Issues in variability and motor control. In: NEWELL, K. M.; CORCOS, D. M. (eds.). *Variability and motor control*. Champaign, Human Kinetics, 1993

NEWELL, K. M Degrees of freedom and the developmental of postural center of pressure profiles. In K. M. Newell & P. C. M. Molenaar, *Applications of nonlinear dynamics to developmental process modeling*, p. 63 - 84. Mahwah, NJ: Lawrence Erlbaum. 1998

NEWELL, K. M.; GAO, F.; SPRAGUE, R. L. The dynamics of finger tremor in tardive dyskinesia. *Chaos*, v. 5, p. 43 – 47, 2003

OLIVEIRA, M. A.; LOSS, J. F.; GERTZ, L. C.; PETERSEN, R. D. S. Transducer for measuring torque control In: BIENNIAL CONGRESS WAITRO - CONGRESSO INTERNACIONAL DAS INSTITUIÇÕES DE PESQUISA TECNOLÓGICA, 2002, Porto Alegre. *Livro de Resumos do Congresso Internacional das instituições de Pesquisa Tecnológica*. Porto Alegre, 2002. p. 25

OLIVEIRA, M. A. Controle de Força e Torque em Criança com e sem Desordem Coordenativa Desenvolvimental. Porto Alegre: UFRGS, 2003. Tese (Ciências do Movimento Humano), Escola Superior de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2003

OLIVEIRA, M. A.; AZEVEDO, C. F.; LOSS, J. F.; PETERSEN, R. D. S. Variabilidade e regularidade no controle de força de tarefas manipulativas. In; Congresso Brasileiro de Biomecânica, X., 2003, Ouro Preto. *Anais do X Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Ouro Preto: UFMG, 2003

OLIVEIRA, M. A.; LOSS, J. F.; PETERSEN, R. D. S. Controle de força e torque isométrico em crianças com DCD. *Revista Brasileira de Educação Física*, v. 19, p. 89 – 103, 2005

OLIVEIRA, M. A.; LOSS, J. F.; PETERSEN, R. D. S.; SHIM, J. K.; CLARK, J. E. Effect of kinetic redundancy on hand digit control in children with DCD. *Neuroscience Letters*, (in review), 2006

O'SULLIVAN, L. W.; GALLWEY, T. J. Upper-limb surface electro-myography at maximum supination and pronation torque: the effect of elbow and forearm angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 12, p. 275 – 285, 2002

PINCUS, S. M. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, v. 88, p. 2297 – 2301, 1991

PINCUS, S. M.; GOLDBERG, A. L. Physiological time-series analysis: What does regularity quantify? *American Journal of Physiology: Heart and Circulatory Physiology*, v. 266, p. H1643 – H1656, 1994

PRODOEHL, J.; GOTTLIEB, G. L.; CORCOS, D. M.; The neural control of single degree-of-freedom elbow movements. Effect of starting joint position. *Experimental Brain Research* v. 153, p. 7 – 15, 2003

SAD32p [(versão, 2.61.07mp), 2002], Porto Alegre. Laboratório de Medições Mecânica, Escola de Engenharia UFRGS. Disponível em: <[www.ufrgs.br/lmm](http://www.ufrgs.br/lmm)> acesso em 08 de março de 2002

SALMONI, A. W. A descriptive analysis of children performing Fitt's reciprocal tapping task. *Journal of Human Movement Sciences*, v.9, p. 81 – 95, 1983

SCHMIDT, R. A.; ZELAZNIK, H. N.; HAWKINS, B.; FRANK, J. S.; QUINN, J. T. Motor-output variability: a theory for the accuracy of rapid motor acts. *Psychological Review*, v. 86, p. 415 – 451, 1979

SHARP, W. E.; NEWELL, K. M. Coordination of grip configurations as a function of force output. *Journal of Motor Behavior*, v. 32, p. 73-82, 2000

SHUMWAY – COOK, A. ; WOOLACOTT, M. Motor Control: Theory and Practical Applications. *Williams & Wilkins*, 1995

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Is variability in human performance a reflection of system noise? *Current Directions in Psychological Science*, v. 7, p. 170-177, 1998

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Noise, information transmission, and force variability. *Journal of Experimental Psychology Human Perception and Performance*, v. 25, n. 3, p. 837-851, 1999

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M. Variability and noise in continuous force production. *Journal of Motor Behavior*, v. 32, n. 32, p. 141-150, 2000

SLIFKIN, A. B.; NEWELL, K. M.; VAILLANCOURT, D. E. Intermittency in the control of continuous force production. *The Journal of Neurophysiology*, v. 84 n. 4, p. 1708-1718, 2000

SMITS-ENGELSMAN, B. C. M.; VAN GALEN, G. P. Disgraphia in children: lasting psychomotor deficiency or transient developmental delay? *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 67, p. 164 – 184, 1997

THELEN, E. Self-organization in developmental processes: Can systems approaches work? In M. R. Gunnar and E. Thelen (Eds), *Minnesota Symposia on Child Psychology: Systems and Development*, v. 22, p. 77 - 117, 1989

THELEN, E.; SMITH, L. B. A dynamic systems approach to the development of cognition and action. Cambridge, MA, MIT Press, 1994

THELEN, E. Motor Development: A new synthesis. *American Psychologist*, v. 50, p. 79 – 85, 1995

THOMAS, J. R.; YAN, J. H.; STELMACH, G. E.; Movement substructures change as a function of practice in children and adults. *Journal of Experimental Child Psychology*, v. 75, p. 228 – 244, 2000

TURVEY, M.T., Coordination, *Am. Psychol.*, 45 p. 938-953. 1990

UCHIYAMA, T.; BESSHO, T.; AKAZAWA, K. Static torque-angle relation of human elbow joint estimated with artificial neural network technique. *Journal of Biomechanics*, v. 31, p. 545 – 554, 1998

VAILLANCOURT D. E.; NEWELL, K. M. Aging and the time and frequency structure of force output variability. *Journal of Applied Physiology*, v. 94, p. 903 – 912, 2003

VAN GALEN, G. P.; PORTIER, S. J.; SMITS-ENGELSMAN, B. C. M.; SCHOMAKER, L. R. B. Neuromotor noise and deviant movement strategies as an exploratory ground for poor handwriting in children. *Acta Psychologica*, v. 82, p. 161 – 178, 1993

VAN GALEN, G. P.; DE JONG, W. P.; Fitt's law as the outcome of a dynamic noise filtering model of motor control. *Human Movement Science*, v. 14, p. 539 – 571, 1995

YAMADA, N. Chaotic swaying of the upright posture. *Human Movement Science*, v. 14, p. 711 – 726, 1995a

\_\_\_\_\_. Nature of variability in rhythmical movement. *Human Movement Science*, v. 14, p. 371 – 384, 1995b



## **ANEXO 1**

### **TERMO DE CONSENTIMENTO INFORMADO**

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre o controle motor, o qual pretende investigar a sua habilidade em coordenar e controlar sua força em uma tarefa realizada com a mão. Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir com sua assinatura.

#### **Objetivo do Estudo:**

Avaliar o controle de torque isométrico de supinação em preensão digital em quatro diferentes posições do membro superior.

#### **Procedimentos:**

Participar de uma avaliação de controle motor onde será solicitado ao participante participante da amostra a realização de uma tarefa de pressionar e realizar uma força como se fosse girar um botão com a mão do membro superior dominante durante vinte segundos, em três níveis distintos de força, em cada uma das quatro posições que serão testadas. Além disso, deverá realizar duas tentativas de força máxima em cada uma das quatro posições.

#### **Riscos e Benefícios do Estudo:**

Primeiro: Nenhuma das etapas do estudo oferecem riscos à saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras.

Segundo: Este estudo poderá contribuir no entendimento científico dos mecanismos de controle motor deste tipo de ação motora.

#### **Confidencialidade:**

Os dados ficarão resguardados ao pesquisador responsável e protegidos de revelação, não sendo autorizado o uso das informações de identificação recolhidas.

#### **Voluntariedade:**

A recusa do participante participante deste estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do participante.

Novas informações:

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador.

Responsável:

Ricardo Demétrio de Souza Petersen

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano.

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

#### DECLARAÇÃO

Eu, \_\_\_\_\_, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo declaro que desejo participar livremente do presente estudo.

Assinatura \_\_\_\_\_ Data \_\_\_\_\_