



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

**“ANÁLISE DA VARIAÇÃO ANGULAR FUNCIONAL DA**  
**ARTICULAÇÃO TRAPEZIOMETACARPIANA”**

**PATRÍCIA NETO BARROSO**

Belo Horizonte (MG), 13 fevereiro de 2007.

PATRICIA NETO BARROSO

**“ANÁLISE DA VARIAÇÃO ANGULAR FUNCIONAL DA  
ARTICULAÇÃO TRAPEZIOMETACARPIANA”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Calor e Fluidos –  
Bioengenharia

Orientador: Prof. Marcos Pinotti Barbosa, Dr.  
(UFMG/DEMEC)

Co-orientadora: Profa: Renata Noce Kirkwood, Dra.  
(UFMG/DFIT)

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2007



**Universidade Federal de Minas Gerais**

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica**

Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte – MG

Tel.: +55 31 3499-5145 - Fax.: +55 31 3443-3783

www.demec.ufmg.br - E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

## **“ANÁLISE FUNCIONAL DA VARIAÇÃO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO TRAPEZIOMETACARPIANA”**

**PATRICIA NETO BARROSO**

Dissertação defendida e aprovada em 13 de fevereiro de 2006, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "Calor e Fluidos – Bioengenharia”.

---

**Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa**

**Departamento de Engenharia Mecânica – UFMG Orientador**

---

**Profa. Dra. Valeria Elui**

**Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional – USPRP - Examinadora**

---

**Prof. Dr. Antonio Nunes Barbosa Filho**

**Departamento de Engenharia Mecânica – UFPE - Examinador**

---

**Prof. Dr. Roberto Márcio de Andrade**

**Departamento de Engenharia Mecânica – UFMG – Examinador**

---

**Prof. Dr. Marcos Vinícius Bortolus**

**Departamento de Engenharia Mecânica – UFMG - Examinador**

*“Dedico aos meus pais, Antonio Patrício Barroso Filho  
e Elma Terezinha Neto Barroso.”*

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a DEUS!

Ao meu pai, que com seu amor, me deu sempre um porto seguro para ancorar sempre.

Sei que você continua aqui.

A minha mãe por ser minha ancora nas tempestades.

Aos meus irmãos Viviane, Liliane e Marcus Vinícius e cunhados por sempre ventarem a favor tornando mais leve a jornada.

Ao meu amor Marcos por me mostrar que é preciso sempre navegar e pelo apoio constante.

A Izadora por me iluminar nas noites sem luar.

Ao meu orientador Professor Marcos Pinotti, pela oportunidade e cuidado ao me apresentar o oceano de tantos conhecimentos.

A Professora Renata Kirkwood por ser meu GPS me orientando.

A todos os meus amigos do LABBIO em especial Danilo, Claysson, Daniel, Sara, Cecília, Giovanna, Shirley, Erivelton e meninos da Biomimética que de maneiras muito especiais içaram as velas e me permitiram velejar.

A Alan e Carol Slade por me apresentarem outro mar de possibilidades e permitirem-me navegá-lo.

Ao fisioterapeuta Renato Trede e à professora Silvia Passos Andrade

Aos participantes.

Às secretárias do DEMEC, Sandra e Josiane, nossas guardiãs.

Às amigas e terapeutas da Clínica Recuperarte pelo apoio e paciência.

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	<b>X</b>
<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
<b>1.1 Considerações anátomo-funcionais da mão</b> .....	<b>2</b>
<b>1.2. Planos Anatômicos e graus de liberdade da mão</b> .....	<b>4</b>
<b>1.3. Estrutura articular e funcional do polegar</b> .....	<b>6</b>
<b>1.4. Pinças</b> .....	<b>9</b>
<b>1.5. Métodos desenvolvidos para análise dos movimentos da ATMC</b> .....	<b>12</b>
<b>1.6. Objetivos</b> .....	<b>15</b>
1.6.1    Objetivo geral .....	15
1.6.2    Objetivos específicos .....	15
<b>2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>16</b>
<b>3. METODOLOGIA</b> .....	<b>20</b>
<b>3.1. Descrição geral do método de aquisição</b> .....	<b>20</b>
<b>3.2. Universo de Estudo</b> .....	<b>20</b>
<b>3.3. Instrumentação</b> .....	<b>21</b>
<b>3.4. Procedimentos</b> .....	<b>25</b>
<b>3.5. Processamento dos dados</b> .....	<b>31</b>
<b>4. RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	<b>34</b>
<b>5. CONCLUSÕES</b> .....	<b>43</b>
<b>6. SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS</b> .....	<b>44</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>45</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>46</b>
<b>ANEXOS</b> .....	<b>54</b>
<b>ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa (COEP)</b> .....	<b>55</b>
<b>ANEXO B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido</b> .....	<b>56</b>
<b>ANEXO C – Questionário referente ao quadro clínico dos participantes</b> .....	<b>60</b>
<b>ANEXO D – Valores das mensurações (mm) dos segmentos rádio, rádio-trapézio e metacarpo em duas coletas diferentes</b> .....	<b>62</b>
<b>ANEXO E – Registros dos ângulos dos participantes durante a execução das pinças lateral, trípode e cilíndrica nos movimentos de abdução/adução, flexão/extensão e rotação.</b> .....	<b>64</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Anatomia da mão: ossos do carpo e metacarpo .....	2
Figura 1.2 - Planos Anatômicos .....	5
Figura 1.3 - Representação esquemática dos graus de liberdade da mão humana .....	6
Figura 1.4 – Articulações do polegar .....	7
Figura 1.5 - Anatomia da ATMC .....	9
Figura 1.6 - Pinça lateral .....	10
Figura 1.7 - Pinça Trípode .....	11
Figura 1.8 - Pinça Cilíndrica .....	12
Figura 3.1 - Laboratório de Análise do Movimento da UFMG. ....	22
Figura 3.2 - Processo de calibração do sistema de análise do movimento Qualisys .....	22
Figura 3.3 - Detalhe dos marcadores passivos reflexivos .....	23
Figura 3.4 - Braçadeira regulável .....	24
Figura 3.5 - Órtese estática de termoplástico e dispositivo metálico ajustável. ....	25
Figura 3.6 - Ilustração esquemática da determinação dos segmentos e dos pontos médios. ....	27
Figura 3.7 - Marcador Passivo Reflexivo 1 <i>in situ</i> (MPR1).....	27
Figura 3.8 - Marcador Passivo Reflexivo 2 <i>in situ</i> (MPR2).....	28
Figura 3.9 - Marcador Passivo Reflexivo 3 <i>in situ</i> (MPR3).....	28
Figura 3.10 - Marcadores Passivos Reflexivos 4 (MPR4) e 5 (MPR5) <i>in situ</i> . ....	29
Figura 3.11 - Marcadores Passivos Reflexivos 6 (MPR6) e 7 (MPR7) <i>in situ</i> . ....	29
Figura 3.12 - Marcadores Passivos Reflexivos 8 (MPR8) e 9 (MPR9) <i>in situ</i> . ....	30
Figura 3.13 - Marcador Passivo Reflexivo 10 (MPR10) <i>in situ</i> . ....	30
Figura 3.14 - Base 2.....	32
Figura 3.15 - Rotação da ATMC.....	33
Figura 4.1 - Médias das mensurações (120 Hz) da variação angular da pinça lateral de um participante, mostrando que durante a execução da atividade a amplitude da rotação e da flexão/extensão foi menor do que a variação da amplitude na abdução/adução (a). Identificação dos parâmetros do registro (b). ....	35
Figura 4.2 - Variação angular dos eixos da abdução/adução, da flexão/extensão e da rotação durante a execução da pinça lateral. Os resultados foram expressos em média $\pm$ d.p... ..	36
Figura 4.3 - Médias das mensurações (120 Hz) da variação angular da pinça trípode de um participante, mostrando que durante a execução da atividade a amplitude da rotação e da flexão/extensão foi menor do que a variação da amplitude na abdução/adução. ....	37
Figura 4.4 - Variação angular dos eixos da abdução/adução, da flexão/extensão e da rotação durante a execução da pinça trípode. Os resultados foram expressos em média $\pm$ d.p. ....	38
Figura 4.5 - Médias das mensurações (120 Hz) da variação angular da pinça cilíndrica de um participante, mostrando que durante a execução da atividade a amplitude da rotação e da flexão/extensão foi menor do que a variação da amplitude na abdução/adução....	38
Figura 4.6 - Variação angular dos eixos da abdução/adução, da flexão/extensão e da rotação durante a execução da pinça cilíndrica. Os resultados foram expressos em média $\pm$ d.p. ....	39

**LISTA DE QUADROS E TABELAS**

Tabela 1 - Principais métodos utilizados no estudo articular da mão. ....	19
Tabela 2 - Valores das mensurações (mm) dos segmentos rádio, rádio-trapézio e metacarpo em duas coletas diferentes. ....	40

**LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

3D	Três dimensões
Mm	Milímetro
ADM	Amplitude de Movimento
ATMC	Articulação Trapeziometacárpica
MCF	Articulação Metacarpofalangeana
IF	Articulação Interfalangeana do polegar
AVD	Atividade de Vida Diária
IFP	Articulação Interfalangeana Proximal dos dedos
MPR	Marcadores Passivos Reflexivos
PM	Ponto Médio
Hz	Hertz
DM	Distância Máxima
TI	Toque Inicial
SD	Separação dos Dedos
AM	Amplitude Máxima

## RESUMO

A arquitetura da mão representa um excelente modelo para o estudo de sistemas motores biológicos possibilitando a construção de métodos de análise de seus movimentos e habilidades. Neste estudo, utilizando a técnica de estereofotogrametria 3D, foi desenvolvida uma metodologia para a análise de ângulos funcionais da articulação ATMC (Articulação Trapeziometacárpica) durante a execução das pinças lateral, trípude e cilíndrica em 30 indivíduos adultos jovens assintomáticos. Estes movimentos correspondem a 90% da atividade da mão da população testada (professores e estudantes). O posicionamento de marcadores passivos reflexivos nas faces lateral e medial da articulação minimizou o efeito da movimentação da pele favorecendo a captura dos movimentos dos 3 segmentos analisados da ATMC. Os resultados mostraram que, durante a execução da pinça lateral, a maior variação angular ocorreu no eixo de abdução/adução  $10,2 \pm 4,5^\circ$ , enquanto que, nos eixos de flexão/extensão e rotação esta variação foi de  $5,7 \pm 4^\circ$  e  $6,7 \pm 3,6^\circ$ , respectivamente. As variações angulares durante a execução da pinça trípude foram significativamente maiores no eixo abdução/adução  $10,5 \pm 4,6^\circ$ ; comparados aos eixos de flexão/extensão  $4,5 \pm 2,4^\circ$  e rotação  $6,7 \pm 3,8^\circ$ . Durante a execução da pinça cilíndrica as variações angulares nos eixos flexão/extensão foram significativamente menores que nos eixos de abdução/adução e rotação. Embora a amplitude dos movimentos articulares da ATMC em indivíduos assintomáticos apresente uma faixa de atuação ampla, os resultados mostram que, na execução das atividades selecionadas, a articulação opera dentro de um perfil uniforme. A descrição e caracterização deste conjunto de técnicas e metodologia acrescentam importantes contribuições para o melhor entendimento da função da ATMC, ao mesmo tempo em que apresenta grande potencial para o desenvolvimento de órteses ou próteses que visem à substituição temporária ou permanente da ATMC.

**Palavras-chave:** mão, trapeziometacárpica, *in vivo*, modelo 3-D, pinças, estereofotogrametria.

## 1. INTRODUÇÃO

A mão representa um excelente modelo para o estudo de sistemas motores biológicos. Sua arquitetura neural e biomecânica levanta questões importantes para o entendimento de estratégias de controle envolvidas na coordenação dos movimentos dos dedos e forças necessárias para a execução de uma ampla variedade de tarefas que vão desde a preensão multidigital a movimentos individualizados de cada dedo. A habilidade de desempenhar movimentos individualizados aparece relativamente tarde, tanto na evolução animal quanto no desenvolvimento individual. À preensão multidigital (maior uso diário da mão) segue-se o aparecimento dos movimentos necessários a atividades como escrever, pintar, esculpir e tocar instrumentos musicais (SCHIEBER & SANTELLO, 2004). Um grande número de abordagens experimentais, que incluem estudos da cinemática do movimento dos dedos e mão, eletromiografia e registros da atividade cortical, tem impulsionado o entendimento das funções motoras da mão e possibilitado o desenvolvimento de técnicas com funções substitutivas em caso de lesões.

A ocorrência de lesões nas mãos é freqüente e podem, dependendo da magnitude dos traumas, ocasionar conseqüências graves e prejuízos funcionais que interferem na qualidade de vida, na produtividade e nas relações sociais do indivíduo. O conhecimento mais abrangente das lesões da mão pode ser utilizado para elucidar diagnósticos e criar programas de reabilitação mais efetivos e, portanto, minimizar os danos pessoais e custo de tratamento. No Brasil, dados da Previdência Social revelam que 34,2% dos acidentes de trabalho notificados são relacionados a ferimentos e lesões ligados às mãos e aos punhos (FUNDACENTRO, 2006). Sem a capacidade de executar os movimentos básicos da mão, como a oposição e a contra-oposição do polegar a um dos outros dedos, o indivíduo fica impossibilitado de executar tarefas das mais simples (preensão multidigital) às mais complexas (escrever, pintar, tocar instrumentos) de forma eficiente e sem o auxílio de algum outro mecanismo. Estas inabilidades afetam drasticamente as relações sociais e qualidade de vida dos seres humanos.

## 1.1 Considerações anátomo-funcionais da mão

O esqueleto da mão é constituído por 27 ossos conectados em intrincado sistema ligamentar de suporte e unidades contráteis músculo-tendíneas, que são responsáveis pela estabilidade e mobilidade das várias articulações da mão. Proximalmente, 8 ossos carpais dividem-se em 2 fileiras: a proximal articula-se com o rádio e a ulna (com exceção do pisiforme) e a distal que se articula com os cinco ossos metacarpais (FIG.1.1). Conectados a estes, cinco ossos metacarpianos são distribuídos correspondendo um para cada dedo. Duas falanges compõem a unidade do polegar e cada um dos dedos indicador, médio, anular e mínimo são compostos por três falanges.

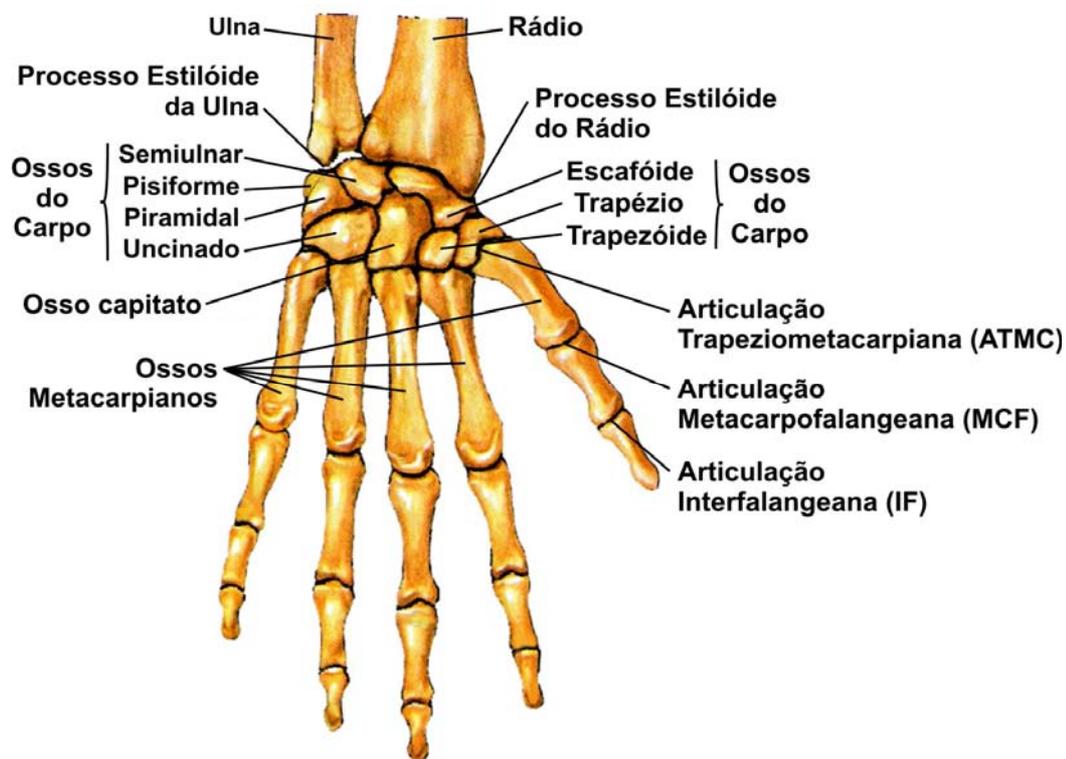


Figura 1.1 - Anatomia da mão: ossos do carpo e metacarpo

Fonte: PUTZ & PABST, 2000.

Entre o polegar e cada dedo são definidos os 4 espaços interdigitais, sendo que ao primeiro é conferida a principal importância (entre o polegar e o dedo indicador).

A arquitetura da mão forma três arcos, que conferem à mão um aspecto de cúpula de concavidade palmar. O arco transversal proximal é formado pelos oito ossos do carpo, firmemente acoplados por fortes ligamentos, sendo praticamente rígidos. O arco transversal distal é formado pela cabeça dos metacarpais e apresenta grande mobilidade devido aos ossos metacarpianos dos dedos anular e mínimo. O arco longitudinal é composto, em cada um dos dedos, pelo metacarpal e suas respectivas falanges. A mobilidade do primeiro, quarto e quinto raios permite que a palma da mão se acomode em torno do objeto a ser apreendido, assumindo um aspecto mais plano ou côncavo. O arco longitudinal do terceiro dedo forma o "eixo" da mão, especialmente durante a flexão dos dedos, tendo um papel relevante na condução dos outros três dedos longos. O indicador, o anular e o mínimo devem convergir para o mesmo ponto; o tubérculo do osso escafoide (TEIXEIRA *et al.*, 2003). Durante a extensão, os dedos podem distribuir-se "em leque" permanecendo afastados, ou "em paralelo" quando se estendem unidos.

Nas extremidades dos dedos, as unhas servem de suporte para as poupas digitais dando firmeza aos movimentos de preensão de objetos. A pele do dorso é fina e elástica para permitir o fechamento da mão, já a pele da palma é espessa e pouco elástica para permitir aderência sem deslizamento cutâneo. Existe também um sistema de pregas ou dobras cutâneas transversais, que estão presentes na mão desde o nascimento. As pregas palmares da mão são pontos de referência de superfícies importantes, elas devem ficar totalmente livres para permitir a flexão total das articulações. Essas marcas cutâneas são formadas devido a sua relação com as estruturas subjacentes. A prega de oposição do polegar coincide com a borda lateral ou radial da mão e marca o limite entre a pele palmar central fixa e a pele tenar móvel que se movimenta com a coluna do polegar. As articulações MCF (metacarpofalangeana) e IF (interfalangeana) do polegar possuem pregas palmares, evidenciando os locais onde os movimentos de flexão ocorrem (TUBIANA *et al.*, 1996).

O sistema muscular da mão compreende dois grupos: a musculatura extrínseca com origem no cotovelo e antebraço e a musculatura intrínseca que se origina dentro da mão. Os músculos localizados na face dorsal (ou posterior) do antebraço fazem parte da cadeia extensora, e os que se situam na face ventral (ou anterior) fazem parte da cadeia

flexora. Já os pequenos músculos da eminência tenar, da eminência hipotenar, os lumbricais e os interósseos fazem parte do segundo grupo.

Existe um sinergismo entre os músculos do punho e dos dedos chamado “efeito tenodese”. A extensão do punho facilita ou favorece o fechamento ou flexão dos dedos, e a flexão do punho facilita ou favorece a abertura dos dedos.

A aplicação de uma força flexora muscular ativa ou tendinosa passiva dos dedos requer que o punho esteja estabilizado em extensão moderada e desvio ulnar. A amplitude de movimento (ADM) da articulação do punho varia de 90 graus de flexão a 80 graus de extensão e as ADMs correspondentes aos desvios ulnar e radial são de 40 e 25 graus, respectivamente (BERGER, 1996; WU *et al.*, 2005).

Para que ocorra a flexão dos dedos de forma que o fechamento da mão possa ocorrer com o menor esforço possível, a articulação do punho deve estar em 20 graus de extensão e 14 graus de desvio ulnar (TITTIRANONDA *et al.*, 1999). O antebraço, por sua vez, deve ser mantido em posição neutra, isto é, 0 grau de supinação e 0 grau de pronação (FISHER *et al.*, 2001). Devido a estas considerações, tal posição é definida como posição funcional.

A posição funcional dá a melhor oportunidade para a mão interagir com o cérebro que a controla, pois, a mão tem uma representação cortico-sensorio-motora extensa. Esta representação não é estática e depende do influxo sensorial da periferia. Por exemplo, a anestesia ou amputação resulta em rápida reorganização cortical de tal forma que a projeção da área anestesiada ou amputada diminui e torna-se ocupada por áreas em expansão no córtex adjacente. Por outro lado, o aumento da atividade e aumento do influxo sensorial, como o uso intenso do dedo e da mão, leva a expansão da projeção cortical correspondente (KAPANDJI, 1990).

## **1.2. Planos Anatômicos e graus de liberdade da mão**

Existem três superfícies planas imaginárias que passam através das partes do corpo. Uma delas é o plano sagital que é vertical e divide o corpo, ou órgãos, em lados direito e esquerdo. Um plano frontal, ou coronal, divide o corpo ou órgãos, em parte anterior (frente) e parte posterior (costas). Um plano transversal divide o corpo ou órgãos, em parte superior (acima) e parte inferior (abaixo). O plano transversal também pode ser

chamado de plano de secção reta ou horizontal. Os planos sagital, frontal e transverso são todos em ângulos retos entre si. Um plano oblíquo, ao contrário, passa através do corpo ou órgão, formando ângulo entre o plano transverso e o plano sagital ou o plano frontal (TORTORA & GRABWSKI, 2002).

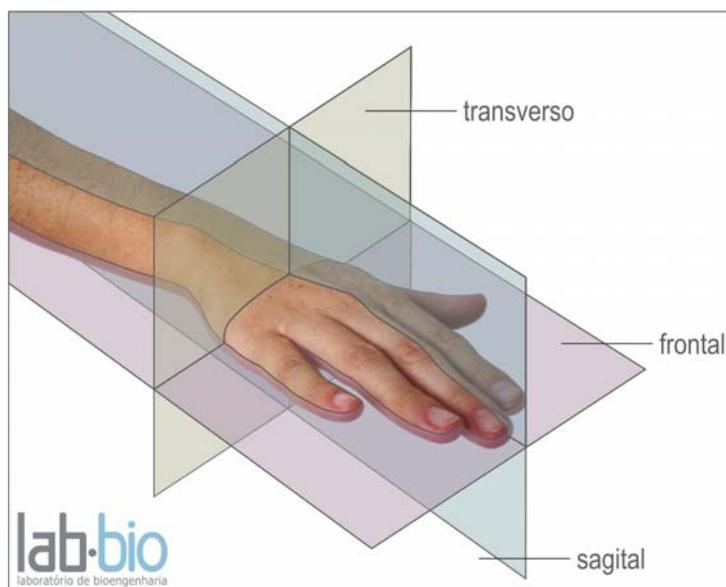


Figura 1.2 - Planos Anatômicos

Os graus de liberdade são definidos pelo número de posições independentes variáveis que devem ser especificadas para localizar todas as partes de um mecanismo, em outras palavras, refere-se às diferentes maneiras na qual um segmento articulado pode mover-se. A biomecânica da mão humana serve de direcionamento para o desenvolvimento de robôs industriais ou de próteses com relação aos graus de liberdade (FIG. 1.2).

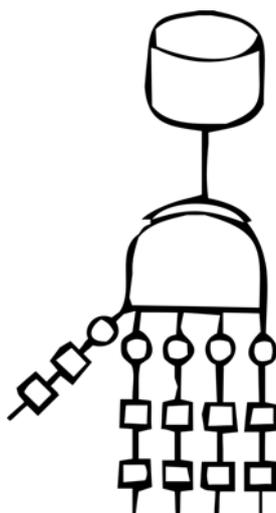


Figura 1.3 - Representação esquemática dos graus de liberdade da mão humana

FONTE: Robotics Research Group – UT

### 1.3. Estrutura articular e funcional do polegar

A movimentação do polegar ocorre em três dimensões (3D) e sua estrutura envolve uma mecânica complexa. Seus movimentos são mais amplos e elaborados que os movimentos dos outros quatro dedos (KUO *et al.*, 2002). O polegar é formado por três articulações, a interfalangeana (IF), a metacarpofalangeana (MCF) e a trapeziometacarpiana (ATMC), mostradas na FIG. 1. As três articulações do polegar permitem cinco graus de liberdade e uma grande amplitude de movimentos. A articulação interfalangeana (IF) realiza os movimentos de flexão-extensão, permitindo um grau de liberdade. A MCF, assim como a ATMC, realiza os movimentos de flexão-extensão e abdução-adição permitindo, dois graus de liberdade (COONEY *et al.*, 1981).

Os movimentos de abdução/adição e flexão/extensão da ATMC não ocorrem em pontos distintos. A flexão e a extensão ocorrem em um eixo localizado no osso trapézio, e os movimentos de adução e de abdução ocorrem em um eixo localizado no osso metacarpo (GIURINTANO *et al.*, 1995). O polegar permite, pela sua estrutura, ações variando desde movimentos precisos de pinça a preensões com grande força. As pinças e as preensões são fundamentais para a maior parte das atividades de vida diária e estão baseadas na estabilidade e na mobilidade do polegar (KUO *et al.*, 2003). A oposição do polegar é um marco da função da mão humana. Esta resulta de movimentos simultâneos em múltiplas direções das articulações ATMC, MCF e IF (SCHIEBER & SANTELLO, 2004).

O polegar forma um contraforte que resiste à pressão do objeto que é mantido pela pressão dos outros dedos. Esta importante função, muitas vezes perdida e/ou comprometida em alterações clínicas do polegar, pode diminuir severamente a preensão e a habilidade de manipulação (VALERO-CUEVAS *et al.*, 2003).

A biomecânica do polegar tem sido amplamente estudada devido a sua relevância para o desempenho da atividade da mão. A complexa função do polegar, incluindo os movimentos de flexão, extensão, abdução e adução e movimentos compostos como a circundução e a oposição resultam da interação entre as estruturas anatômicas específicas da ATMC.



Figura 1.4 – Articulações do polegar

De acordo com a descrição anatômica clássica da articulação trapeziometacarpiana do polegar (FIG.1.5), as superfícies da articulação se assemelham a uma sela (NETTER, 2000; PUTZ & PABST, 2000; FIELD, 2001; CALAIS-GERMAIN, 2002). As superfícies recíprocas, côncavo-convexas do trapézio e do primeiro osso metacarpiano, formam um mecanismo de engrenagem da articulação que restringe a

direção e o alcance do movimento e pode ser considerado o equivalente mecânico a uma junta ou articulação universal.

O cume central na superfície articular do trapézio é o principal marco anatômico no qual este conceito da articulação universal é baseado. Este cume, que é côncavo num plano e convexo em outro, permite flexão e extensão e abdução e adução e, durante o relaxamento da articulação, alguma rotação axial. A saliência começa imediatamente perto da base do segundo metacarpiano e segue em direção volar e lateralmente para a face radial do trapézio. A direção volar e lateral da saliência formam um ângulo de aproximadamente 80 graus com o plano da palma. O lado medial da superfície é bem convexo, mas o lado lateral é achatado, curvo e ligeiramente côncavo. Este aspecto lateral achatado acarreta uma superfície macia que articula com a superfície articular convexa do primeiro metacarpiano. A superfície medial convexa do trapézio encaixa bem com o aspecto côncavo da extremidade proximal do primeiro metacarpiano e também acarreta rotação axial limitada (COONEY *et al.*, 1981).

A geometria das superfícies das articulações entre o trapézio e o metacarpal do polegar fornece base para um plano de referência que é diferente dos planos de referência do movimento dos dedos e pode ser usado para descrever movimentos da ATMC. Para o polegar (FIG.1.5) existe um plano de movimento para flexão e extensão que é perpendicular à superfície convexa da saliência central da superfície articular do trapézio, enquanto o plano de movimento para abdução e adução é perpendicular ao plano de flexão/extensão e paralelo à superfície articular côncava e convexa do cume central (FIG.1.5). Na posição de total adução e total flexão, existe contato estreito das superfícies articuladoras do primeiro metacarpiano e trapézio e, sob estas condições, as rotações do primeiro metacarpiano são rigidamente contritas. Em abdução total e total extensão, as partes aplainadas destas superfícies articulares côncavo – convexas estão em contato sobre uma área menor e acarreta uma contração muito pequena. Desta maneira, um arco maior de total movimento é possível. A posição intermediária (entre total flexão e extensão total e entre abdução total e total adução) e uma posição de empacotamento folgado o qual fornece a mínima área de contato das superfícies de articulação e máxima rotação axial. Ambas as posições, flexão e extensão e abdução e adução, são restritas pela arquitetura da superfície das superfícies articulares do trapézio e o primeiro metacarpiano de tão maneira que

durante flexão do primeiro metacarpiano existe simultânea rotação medial, enquanto durante a extensão ocorre rotação lateral do metacarpiano. Rotação do primeiro metacarpiano, isolado de outros movimentos, pode ocorrer somente quando este osso esta articulando com a parte do meio da saliência central do trapézio.



Figura 1.5 - Anatomia da ATMC.

#### 1.4. Pinças

De acordo com MacFee (1987) e Pons e colaboradores 2004 as pinças mais comumente usadas nas atividades cotidianas são as pinças de garra, polpa-a-polpa, lateral, trípode e cilíndrica. A pinça em garra é utilizada para carregar objetos pelas alças. A pinça polpa-a-polpa é utilizada para apreender objetos por meio da polpa do polegar e demais dedos. A estabilidade e mobilidade da ATMC são essenciais para a manutenção das funções de preensão e pinça, uma vez que esta articulação determina a amplitude de abertura do primeiro espaço interdigital, permitindo, assim, a abertura da mão e o tamanho dos objetos que podem ser segurados. O movimento de oposição gerado pela ATMC durante as atividades de preensão e de pinça é o que distingue o homem dos outros animais (TOCHERI, *et al.*, 2005).

Embora com variações individuais e momentâneas, há tipos básicos de preensão – padrões de preensão – que utilizamos e escolhemos segundo a forma, o

tamanho, o peso, o uso e a localização do objeto a ser seguro (SCHIEBER & SANTELLO, 2004). Podem-se assumir diferentes padrões de movimentos para uma mesma tarefa. Este padrão pode ser modificado ou aprimorado em função de um treinamento (FERNANDES e BARROS, 2005).

A pinça lateral, também denominada pinça de chave, é intermediária entre força e precisão, sendo o objeto apreendido entre a polpa do polegar e a face radial do dedo indicador, podendo variar entre a prega de flexão da articulação IFP do dedo indicador (TUBIANA *et al.*, 1996). Esse padrão de preensão é, em geral, mais usado para segurar um objeto fino, como um cartão ou segurar e girar uma chave. Durante a execução desta pinça as articulações MCF e IF do polegar são geralmente mantidas em extensão, enquanto a ATMC abduz ou aduz, simultaneamente (NORKIN & WHITE, 1997 e NORKIN 2001). Esta é a única forma de preensão onde a musculatura extensora faz uma parte da manutenção da postura, onde o músculo extensor dos dedos e os lumbricais são ativos para a extensão das falanges, a abdução e adução de ATMC são realizadas pelos músculos interósseos.

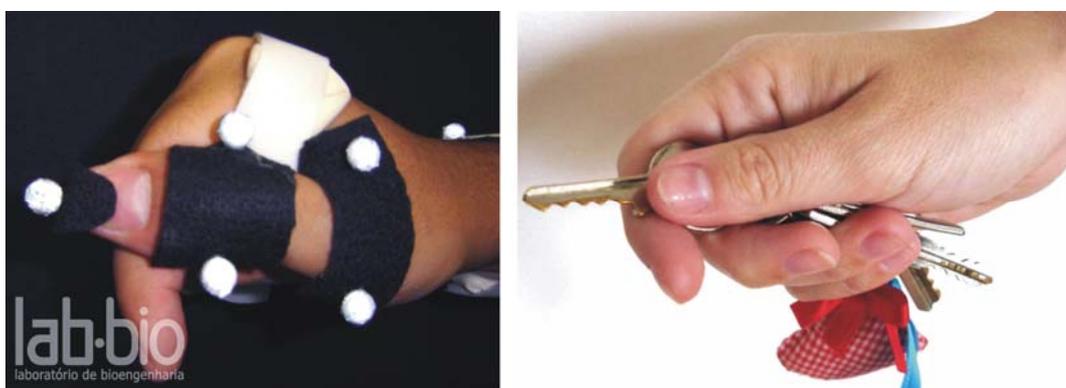


Figura 1.6 - Pinça lateral

Durante a pinça trípode ou a de três pontos, o objeto é apreendido entre as polpas dos dedos médio, indicador e polegar (TEIXEIRA *et al.*, 2003). O componente de movimento importante neste padrão é a rotação do polegar, que permite a oposição de polpa a polpa. Este padrão de preensão é usado para levantar objetos de uma superfície plana, para segurar objetos pequenos e para manipular canetas e escrever.



Figura 1.7 - Pinça Trípode

A pinça cilíndrica é definida por Tubiana e colaboradores (1996) como a forma mais comum de preensão de força, é utilizada para estabilizar objetos contra a palma e os dedos, com o polegar atuando como força de oposição. Este padrão é assumido para segurar cabos de ferramentas, um copo ou uma bengala. Segundo Norkin (2001) a preensão cilíndrica usa quase que exclusivamente flexores para levar os dedos ao redor do objeto e manter a garra. A função nos dedos é usada longamente pelo músculo flexor profundo dos dedos, essencialmente na ação dinâmica de fechar os dedos.

A posição do polegar na garra cilíndrica é a mais variável entre os dedos. O polegar geralmente abduz proporcionalmente ao tamanho do objeto, gira o primeiro osso metacarpiano, realiza flexão e aduz para segurá-lo. A atividade dos músculos tenares pode variar com a largura do espaço entre as articulações, com rotação da ATMC requerida, e com a pressão ou resistência aumentada. Os músculos da eminência hipotenar (abdutor do dedo mínimo, oponente do dedo mínimo e flexor do dedo mínimo) geralmente estão ativos. A preensão cilíndrica pode estar acompanhada por desvio ulnar do punho, uma vez que esta é a posição que otimiza a força dos longos flexores dos dedos. A menor força flexora é gerada nestas articulações na flexão do punho. Quanto mais pesado é o objeto, mais certo é que o punho vai-se desviar ulnarmente. Adicionalmente, uma contração forte de flexor ulnar do carpo no punho vai aumentar a tensão sobre o retináculo extensor. Isso dá uma base mais estável para os músculos hipotênares ativos que se originam nestes ligamentos (CLARK *et al.*, 1998; NORKIN & WHITE, 1997; NORKIN 2001; PEDRETTI & EARLY, 2005).



Figura 1.8 - Pinça Cilíndrica

McPhee (1987) cita que, estatisticamente, a pinça lateral corresponde a 20% das atividades executadas pelos seres humanos em suas atividades de vida diária (AVDs), a pinça trípode corresponde a 10% e a preensão cilíndrica corresponde a 15%. No entanto, os autores concluem que não existe uma avaliação da mão que contenha elementos comuns para todos os tipos de pessoas e desempenhos funcionais. Uma avaliação criteriosa deve consistir de solicitações representativas para as AVDs do indivíduo ou população considerada. Este raciocínio direcionou a escolha dos tipos de pinças deste estudo, uma vez que a população foi em sua maioria estudantes e professores, que rotineiramente utilizam estas pinças em suas atividades.

### 1.5. Métodos desenvolvidos para análise dos movimentos da ATMC

A análise dos movimentos articulares da ATMC, seja em modelos *in vivo*, *ex vivo* (pós-morte) ou *in silico* (virtual) em duas ou três dimensões, tem sido realizada de maneira relativamente direta e confiável, porém requer mensurações criteriosas. A metodologia para quantificação dos movimentos da ATMC pode empregar diferentes equipamentos ou procedimentos tais como a goniometria manual, eletrogoniometria, estudos radiográficos, técnicas baseadas em vídeo, eletromiografia, estereofotogrametria, fluoroscopia e fotografia digital. Estes métodos apresentam vantagens e desvantagens.

Estudos realizados com instrumentos que fornecem dados bidimensionais (goniômetro universal, eletro-goniômetro) apresentam vários problemas metodológicos (BRAND *et al.*, 1981; BERGER, 1996). Dentre eles pode-se destacar a dificuldade de

posicionamento durante as mensurações de articulações de pequenas dimensões como as da ATMC. Além disto, estes equipamentos apresentam diferentes resoluções, medições divergentes entre terapeutas distintos, baixa reprodutibilidade, erro de paralaxe e a existência de eixos rotacionais variáveis. Cooney e colaboradores (1981) e Goulbier e colaboradores (2006) ainda mencionam a dificuldade na palpação do trapézio devido a sua posição anatômica e que os goniômetros disponíveis não se encaixam adequadamente ao local onde os movimentos ocorrem. Apesar disto, em ambiente clínico, os procedimentos de mensuração da ATMC geralmente se baseiam na utilização de tais instrumentos por serem de baixo custo e fácil manuseio.

A movimentação da ATMC, anteriormente descrita, ocorre em 3D e requer a atuação complexa de estruturas ósseas e de tecidos moles. Assim, é necessário que a mensuração de seus movimentos seja feita utilizando técnicas em 3D e *in vivo* ou *ex vivo*. Embora as técnicas em 3D sejam mais adequadas e proporcionem resultados com maior exatidão, estas apresentam dificuldades devido às pequenas dimensões dos segmentos da ATMC e seu alto número de graus de liberdade (MIYATA *et al.*, 2004). Estes fatores são limitantes para a fixação dos pontos de referência anatômicos que podem gerar problemas no registro devido à movimentação indesejável da pele (LEARDINI *et al.*, 2005).

Uma das técnicas utilizadas para análise em 3D e que permite registros de movimentos *in vivo* é a estereofotogrametria. Esta técnica se baseia na captação de imagens de vídeo, que permite a reconstrução, em 3D, do posicionamento dos marcadores passivos refletivos (MPR) localizados em proeminências ósseas específicas. O sistema possui câmeras com iluminação produzida por um grupo de refletivos infravermelhos localizados em volta da lente de cada uma das câmeras. As marcas refletem a luz infravermelha de volta à câmera. Os dados captados são processados a partir da combinação das posições das marcas obtidas pelas quatro câmeras, as coordenadas de cada marca são reconstruídas em um ambiente virtual 3D.

Dentre as vantagens da estereofotogrametria destacam-se sua natureza automática, sua reconhecida precisão, o fato de ser sem contato, permitir a reconstrução da imagem em 3D e oferecer a captura de dados rapidamente o qual é essencial para o conforto do paciente (MITCHELL, 1995). Além disto, a técnica permite detectar desvios dos padrões articulares normais não evidentes durante uma inspeção visual simples,

embasando de forma quantitativa o processo de tomada de decisão na avaliação clínica (FIGUEROA *et al.*, 2003).

A exatidão desta técnica na mensuração de parâmetros biomecânicos da ATMC foi descrita por Kuo e colaboradores (2002). Mais recentemente, esta técnica tem sido utilizada e adaptada para examinar movimentos simultâneos em múltiplas direções por um número cada vez maior de pesquisadores.

Estes estudos têm demonstrado aspectos relevantes dos componentes da ATMC, dentre os quais graus de solicitações dos tecidos moles (COONEY *et al.*, 1981), contribuição de estruturas ósseas e tecidos moles da ATMC imobilizando parcialmente estruturas adjacentes, mensuração dos espaços intra e inter cartilagosos (WEISS *et al.*, 2004) e amplitudes máximas dos movimentos (KUO *et al.*, 2004).

Clinicamente, mais do que a determinação de ângulos ou força máximos, a determinação de ângulos funcionais em indivíduos portadores de disfunções da mão é mais relevante no desempenho e retorno às suas atividades cotidianas.

O entendimento de como a mão opera nas atividades básicas de pinça é crítico para o delineamento e construção de mecanismos efetivos para prevenir a perda ou restaurar tais funções. Neste sentido, o estudo a ATMC torna-se especialmente relevante, dada à grande importância da mobilidade desta articulação para produtividade e desempenho dos indivíduos. Portanto, a determinação de ângulos articulares e suas variações durante a execução de pinças são importantes para o desenho de dispositivos que possam efetivamente substituir temporária ou permanentemente estas funções. No presente trabalho, utilizando-se da estereofotogrametria, foi avaliada simultânea e dinamicamente a variação angular de pinças *in vivo* em 3D da ATMC.

## **1.6. Objetivos**

### **1.6.1 Objetivo geral**

Desenvolver uma metodologia de análise das variações angulares que correspondam aos movimentos da ATMC durante a execução das pinças lateral, trípode e cilíndrica em sujeitos assintomáticos, entre 20 e 40 anos de idade, de ambos os sexos.

### **1.6.2 Objetivos específicos**

1. Desenvolver uma metodologia de análise da ATMC utilizando a técnica de estereofotogrametria;
2. Caracterizar a variação angular da ATMC durante os registros dos movimentos simultâneos e dinâmicos de pinças em 3D *in vivo*;
3. Avaliar a confiabilidade do método por meio da repetição de registros de uma amostra representativa de participantes;
4. Mensurar a participação da ATMC durante o desempenho espontâneo das pinças lateral, trípode e cilíndrica em sujeitos assintomáticos.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A mensuração dos movimentos articulares da mão humana, utilizando tecnologia em 3D, tem sido um recurso necessário para responder à realidade de seus movimentos. Os estudos pioneiros datados da década de setenta, começaram com os trabalhos de Chao e colaboradores (1976) e Cooney & Chao (1977) que desenvolveram estudos radiológicos em cadáveres, avaliando movimentos a partir de análise das forças dos tendões e as reações articulares do polegar em cinco posições (pinça fina, lateral, preensão, pinça ulnar e palmar). A pesquisa desta geração se caracterizou pelo desenvolvimento de procedimentos que consideram os eixos de movimentação perpendiculares e ortogonais aos planos anatômicos do polegar. Embora resultados experimentais e avanços tenham sido alcançados, alguns problemas ainda permaneceram como a dificuldade em se obter dados funcionais, a pouca exatidão dos sistemas de medição, a impossibilidade da determinação da análise *in vivo*, dentre outros. Na seqüência destas investigações Cooney e colaboradores (1981) mensuraram os movimentos da ATMC quantitativamente, *ex vivo* e *in vivo*, utilizando um método radiográfico bi-planar usando marcadores metálicos rastreadores. Neste estudo foi estabelecida a orientação geométrica do trapézio com relação à mão e determinados os ângulos médios de flexão, de abdução e de pronação em relação ao eixo de referência do terceiro metacarpiano.

Outros avanços foram alcançados com os estudos de simulação computadorizada (GORDON *et al.*, 1991; GIURITANO *et al.*, 1995) e anatômicos de Hollister e colaboradores (1992). Um modelo no qual os eixos de rotação do polegar não apresenta relação de perpendicularidade com os segmentos ósseos, nem com os demais eixos envolvidos foi sugerido.

Com a disponibilidade de métodos de registro mais avançados, Fischer e colaboradores (2001) utilizaram a tomografia computadorizada em cadáveres para medir a cinemática articular nas superfícies do rádio e da ulna em movimentos de pronação e supinação. Este estudo também foi importante para mostrar as limitações de investigações em modelos *ex vivo*. Os resultados obtidos não podem ser transpostos para modelos *in vivo* pela impossibilidade de se fixar os detectores diretamente aos ossos e pela limitação na captura dos dados do corpo em movimento.

Vergara e colaboradores (2003) descreveram e validaram uma técnica para a mensuração da postura de todos os segmentos da mão de uma maneira não invasiva. Foram utilizadas imagens de fotografia digital para reconstruir a localização em 3D de marcas e de referências posturais desenhadas na pele. Estas marcas foram definidas para obter ângulos de rotações articulares com importância fisiológica. Nestes experimentos exatidão e reprodutibilidade das medidas angulares foram alcançadas. Kovler e colaboradores (2004) desenvolveram um padrão de mapeamento das áreas com degenerações da ATMC, *in vivo* e em cadáveres, utilizando um modelo computadorizado tridimensional mensurando a severidade de osteoartrite.

A técnica de estereofotogrametria, primeiramente desenvolvida para captura de imagens cinematográficas, foi utilizada por Tittiranonda e colaboradores (1999) para avaliação angular do punho na atividade de digitação. Posteriormente, Kuo e colaboradores (2002, 2003) investigaram a aplicabilidade de sistemas de análise por estereofotogrametria para avaliar a cinemática do polegar. Ao comparar essa técnica com o método de fluoroscopia, os autores encontraram variações dentro de valores clinicamente aceitáveis. Apesar dos autores terem considerado que o método de fluoroscopia é mais preciso, a estereofotogrametria mostrou-se versátil, fácil de usar e capaz de medir movimentos dinamicamente com exatidão. Quando a técnica da estereofotogrametria foi comparada ao acelerômetro na mensuração dos movimentos do braço, a primeira mostrou-se superior (BERNMARK & WIKTORIN, 2002). Esta técnica também possibilitou o estudo de detalhes de movimentos imperceptíveis durante a execução de pinça de precisão (YOKOGAWA & HARA, 2004).

Uma série de autores (CAPPOZZO *et al.*, 2005; CHIARI *et al.*, 2005; LEARDINI *et al.*, 2005; CROCE *et al.*, 2005) propôs uma revisão dos princípios básicos da técnica e estabeleceram critérios para lidar com problemas associados à reconstrução e à análise de sistemas cinemáticos esqueléticos *in vivo*, usando dados optoeletrônicos estereofotogramétricos. Os autores também acreditam que é importante sistematizar as diferentes abordagens teóricas e experimentais envolvidas no problema e a nomenclatura relacionada. Tais alterações poderão facilitar a troca de dados e conhecimentos, e prover um renovado momentum para o avanço da análise de movimentos humanos. Ficou

categorizado que as posições e orientações instantâneas ósseas e as estimativas de variáveis na cinemática articular utilizasse princípios da mecânica de corpos rígidos.

CHIARI e colaboradores (2005) abordaram os principais aspectos relacionados com o manejo dos erros instrumentais associados à estereofotogrametria optoeletrônica apresentada em vídeo. Citaram fontes de erros sistemáticos ou aleatórios tais como os que emanam da calibração e filtragem da câmera e o refinamento dos dados dos marcadores de posição, a recuperação dos marcadores perdidos (não registrados). Os métodos para checar a precisão do sistema foram revistos e citaram propostas para a minimização da propagação dos erros que aparecem de um conjunto de marcadores externos.

LEARDINI e colaboradores (2005) relatam que quando se usa a estereofotogrametria optoeletrônica, as deformações da pele e seu deslocamento causam a movimentação dos marcadores em relação ao osso subjacente. Esta movimentação representa um artefato que afeta a estimativa do sistema cinemático esquelético e é considerado como a maior fonte crítica de erros de análise dos movimentos humanos. Uma revisão ampla das compensações e minimização do artefato de tecido mole é fornecida.

CROCE e colaboradores (2005) defenderam que a estimativa dos efeitos das diferentes fontes de erro na cinemática articular é crucial para avaliar a confiabilidade da análise de movimentos humanos. Os estudos trataram de estimativas de precisão para determinar a localização dos pontos de referência anatômicos palpáveis e os pontos anatômicos internos.

A estereofotogrametria também foi utilizada para avaliar as ADMs máximas da ATMC utilizando uma órtese com marcadores reflexivos imobilizando todas as articulações da mão exceto a ATMC (GOUBIER *et al.*, 2006). O Quadro 1 sumariza a contribuição de vários autores para o estudo da função da ATMC nas últimas 3 décadas. Ele mostra, conforme descrito, aspectos evolutivos metodológicos. Os primeiros estudos utilizaram técnicas em 2D por meio de radiografias. Posteriormente foram desenvolvidas técnicas de mensuração em 3D. Estes avanços ocorreram também com relação à natureza biológica dos modelos que passaram de *ex vivo* para *in vivo*. Um avanço significativo foi introduzido por Mitchel em 1995 utilizando a estereofotogrametria adaptada para estudos biomecânicos. Ela tem sido explorada por seu caráter multifacetário, ou seja, permitindo análise em 3D,

em tempo real e in vivo. Por esta versatilidade a estereofotogrametria foi escolhida para este estudo.

Tabela 1 - Principais métodos utilizados no estudo articular da mão.

Autor	Articulação	Natureza Biológica do Estudo	Metodologia
Chao <i>et al.</i> , 1976	Mão	<i>In vivo</i>	Radiografia bi-planar
Cooney <i>et al.</i> , 1977	Polegar	<i>Ex vivo</i>	Radiografia, 2D
Cooney <i>et al.</i> , 1981	ATMC	<i>Ex vivo e In vivo</i>	3D
Gordon <i>et al.</i> , 1991	ATMC	Modelo virtual	3D
Hollister <i>et al.</i> , 1992	ATMC	Modelo virtual	3D
Giuritano <i>et al.</i> , 1994	ATMC	Modelo matemático virtual	3D
Rondinelli <i>et al.</i> , 1997	Mão	<i>In vivo</i>	Órtese bloqueadora da ATMC
Bermarck & Wiktorin 2002	Mão	<i>In vivo</i>	Acelerômetro/estereofotogrametria
Araújo <i>et al.</i> , 2002	Mão	<i>In vivo</i>	Força muscular
Figueroa <i>et al.</i> , 2002	Mão	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogrametria
Kuo <i>et al.</i> , 2002	Polegar	<i>In vivo</i> (marcadores superficiais)	3D, fluoroscopia
Kuo <i>et al.</i> , 2003	ATMC	<i>In vivo</i>	3D, eletromiografia
Vergara <i>et al.</i> , 2003	Mão	<i>In vivo</i>	3D, fotografia digital
Kuo <i>et al.</i> , 2004	ATMC	<i>Ex vivo</i>	3D,estereofotogrametria
Yokogawa & Hara 2004	Polegar e indicador	<i>In vivo</i>	3D,estereofotogrametria
Capozzo <i>et al.</i> , 2004	ADM	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogametria
Chiari <i>et al.</i> , 2004	ADM	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogametria
Leardini <i>et al.</i> , 2004	ADM	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogametria
Miyata <i>et al.</i> , 2004	ATMC	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogametria
Weiss <i>et al.</i> , 2004	ATMC	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogametria
Croce <i>et al.</i> , 2005	ADM	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogametria
Golbier <i>et al.</i> , 2006	ATMC	<i>In vivo</i>	3D, optoeletrônico

FONTE: Elaborado por Barroso, P.N. 2006

### **3. METODOLOGIA**

#### **3.1. Descrição geral do método de aquisição**

O presente trabalho é um estudo que investiga as variações angulares dos movimentos de abdução/adução, flexão/extensão e rotação da ATMC durante a execução das pinças lateral, trípode e cilíndrica entre um grupo de 30 participantes assintomáticos.

Para a obtenção destas variações, foi utilizada a técnica de estereofotogrametria. Esta técnica, por meio de câmeras digitais, oferece a captura e o registro dos movimentos de MPRs fixados na pele dos participantes em pontos anatômicos de significância fisiológica para a ATMC. Estes registros são processados por um *software* de aquisição *Qualisys Track Manager*<sup>®</sup> 1.6.0.x (QTM). Em seguida, os dados são exportados para um *software* desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia da UFMG (LABBIO) desenvolvido em Matlab. A função principal deste *software* é criar um sistema de coordenadas para cada segmento a partir das posições das marcas anatômicas capturadas pelo QTM na posição de referência e desta forma determinar as posições e orientações instantâneas de cada segmento. Assim, o sistema QTM foi responsável por capturar a trajetória dos marcadores e o *software* do LABBIO processou os dados para criar os segmentos e calcular os deslocamentos angulares. Os dados foram filtrados e normalizados, para gerarem curvas das propriedades cinemáticas (variação angular da ATMC nos planos frontal, sagital e transversal).

Diante destes dados, foi possível medir as variações angulares da amostra analisada.

#### **3.2. Universo de Estudo**

Este estudo foi composto por um grupo de 30 voluntários assintomáticos de ambos os sexos. Os participantes foram recrutados de membros dos cursos de graduação e pós-graduação dos Departamentos de Engenharia Mecânica, de Fisioterapia, Terapia Ocupacional e Educação Física da UFMG (Universidade Federal de Minas Gerais). Os critérios de inclusão foram idade entre 20 e 40 anos, sem relatos de alterações reumáticas, ortopédicas, traumatológicas ou neurológicas anteriores localizadas no membro superior direito, ser destro, não relatar queixa de dor ou fraqueza muscular na mão direita no

momento do teste. Estes fatores poderiam induzir erros experimentais e/ou interferir nos registros das variações angulares.

Para os 30 participantes avaliados observou-se que 50% dos mesmos são do sexo masculino. Quatro voluntários (13,3%) afirmaram ter tido dores no membro avaliado em algum momento da vida pregressa, mas nenhum deles apresentou fraturas. Dois (6,7%) indivíduos relataram ter tido tendinite antes dos testes, porém nenhum dos participantes avaliados apresentou lesão nervosa periférica. A idade variou entre 20 e 40 anos (média: 27,6 anos).

### **3.3. Instrumentação**

O Laboratório de Análise do Movimento do DFIT - UFMG (LAM) está equipado com quatro câmeras (FIG. 3.1). Estas foram posicionadas da seguinte maneira: Câmera 1 – anterior ao voluntário – com o tripé a 1,0 m da braçadeira, altura de 1,65 metros, inclinação de 70° em relação ao eixo vertical do tripé e rotação de 295° segundo graduação do tripé. Câmera 2 – ântero-lateral ao voluntário – com o tripé a 2,0 metros da braçadeira, altura de 1,65 metros, inclinação de 70° em relação ao eixo vertical do tripé e rotação de 80° segundo graduação do tripé. Câmera 3 – póstero-lateral ao voluntário – com o tripé a 1,0 m da braçadeira, altura de 1,65 metros, inclinação de 70° em relação ao eixo vertical do tripé e rotação de 320° segundo graduação do tripé. Câmera 4 – posterior ao voluntário – com o tripé a 1,5 metros da braçadeira, altura de 1,65 metros, inclinação de 70° em relação ao eixo vertical do tripé e rotação de 135° segundo graduação do tripé.

O processo de calibração foi realizado pelo posicionamento na cadeira de uma estrutura metálica em forma de L, com três marcas afixadas no eixo X e duas marcas no eixo Y (FIG 3.2). As coordenadas de referência global foram determinadas pela leitura das marcas (passivas) sobre a estrutura metálica definindo o eixo X como o médio-lateral, o Y como antero-posterior e Z como o proximal-distal.

Em seguida, foi feita a varredura da área de coleta com uma “batuta” em forma de “T” que contém duas marcas localizadas em seus extremos distanciadas por 300 mm (FIG 3.2). A varredura foi realizada por 10 segundos, de acordo com as instruções do manual (Q.T.M.U.M., 2004). O parâmetro de predição de erro foi estabelecido em 8 mm e o de residual máximo em 3 mm (Q.T.M.U.M., 2004). Os dados foram capturados em uma

frequência de 120 Hz (120 quadros por segundo) baseados em trabalhos anteriores (TITTIRANONDA *et al.*, 1999; BERNMARK & WIKTORIN, 2002; YOKOGAWA & HARA, 2004).



Figura 3.1 - Laboratório de Análise do Movimento da UFMG.



Figura 3.2 - Processo de calibração do sistema de análise do movimento Qualisys

Um elemento de diferenciação entre os sistemas para análise de movimentos é a utilização de marcadores ativos (que emitem luz) ou passivos. Marcadores podem ser definidos como objetos revestidos de material refletor que, atados ou fixados ao corpo dos participantes, facilitam seu rastreamento nas imagens. Para efeito de estudo neste trabalho, foram utilizados os Marcadores Passivos Reflexivos (MPR) de 5 mm de diâmetro fixados na pele dos participantes por feltro adesivo (FIG 3.3) (ARAÚJO *et al.*, 2005).

O tipo de MPR usado e o posicionamento sobre os pontos anatômicos estão de acordo com estudos que investigaram erros devido ao movimento entre os marcadores e a pele (MIYATA *et al.*, 2004; LEARDINI *et al.*, 2005).

Para a obtenção da posição dos marcadores passivos reflexivos (MPR) em três dimensões é necessário que estes sejam visualizados por no mínimo duas câmeras durante os 10 segundos da coleta.



Figura 3.3 - Detalhe dos marcadores passivos reflexivos

Com o objetivo de possibilitar a estabilização do membro superior do participante em uma posição funcional e confortável, anteriormente descrita, foi desenvolvida uma braçadeira regulável para a manutenção do cotovelo em flexão de 90 graus e antebraço em posição neutra (0 graus de pronação e supinação), como mostrada na FIG. 3.4. A regulagem da braçadeira permitiu o posicionamento da altura do antebraço onde o participante relatava conforto (FISHER *et al.*, 2001) e evitava a movimentação indesejada do tronco, cinturas pélvica, cintura escapular e membros inferiores.



Figura 3.4 - Braçadeira regulável

Para garantir o posicionamento funcional do punho e permitir os movimentos livres dos dedos (FIG. 3.5), foi confeccionada uma órtese em termoplástico que possuía um dispositivo metálico ajustável e que foi fixada a braçadeira. A órtese possui três componentes, sendo o mais distal preservando a prega de flexão das MCFs dos dedos indicador, médio, anular e mínimo, o segundo componente mais proximal serviu de base para garantir o posicionamento do punho obtido pelo terceiro componente, que pode ser visualizado na Figura 3.5, e denominado como uma articulação metálica. Esta articulação metálica da órtese permitiu a regulagem da articulação do punho em extensão de 20 graus e 14 graus de desvio ulnar que é definida como a posição que permite melhor manipulação de objetos pela mão, ou posição funcional (WU *et al.*, 2005). Permitiu também ajustes quanto à variações antropométricas dos participantes.

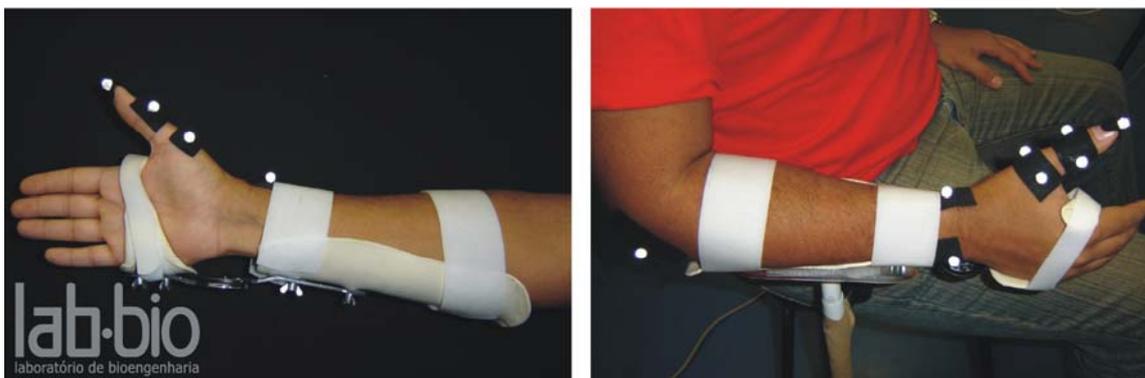


Figura 3.5 - Órtese estática de termoplástico e dispositivo metálico ajustável.

### 3.4. Procedimentos

O presente projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), parecer ETIC no 308/06 (ANEXO A).

Os indivíduos selecionados receberam uma explicação detalhada dos procedimentos do estudo e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (ANEXO B). As coletas dos dados foram realizadas no Laboratório de Análise de Movimento do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG e as análises foram realizadas no LABBIO, UFMG.

Antes de serem submetidos aos testes, os participantes responderam a um questionário referente aos aspectos clínicos dos mesmos (ANEXO C). A coleta dos dados foi realizada no membro superior direito e os participantes foram solicitados a usarem uma blusa confortável permitindo a visualização do membro superior. A aplicação do questionário e a coleta dos dados foram feitas sempre pela mesma examinadora.

Os participantes foram solicitados a permanecerem durante as coletas na posição sentada com o antebraço apoiado sobre a braçadeira regulável que manteve a posição do cotovelo em flexão de 90 graus. Para garantir a posição funcional do antebraço e do punho fixaram-se os mesmos na órtese descrita anteriormente. Os participantes foram também solicitados a relatarem qualquer desconforto e foram executados vários ajustes para a manutenção das posições estabelecidas (PAULIGNAN, *et al.*, 1997; PALMERUD *et al.*, 2000).

Devido aos problemas metodológicos já mencionados anteriormente (LEARDINI *et al.*, 2004; MYIATA *et al.*, 2004; GOUBIER *et al.*, 2006) dois protocolos de posicionamentos dos MPRs foram desenvolvidos. No primeiro, três MPRs formavam “clusters” confeccionados em termoplásticos gerando a necessidade de firme fixação, devido ao pequeno tamanho dos segmentos ósseos. Com este procedimento foi observado que os “clusters” eram volumosos e que os participantes relatavam limitações das ADMs durante a execução das pinças solicitadas.

O segundo protocolo foi uma tentativa de solucionar estas limitações e envolvia a localização dos MPRs laterais e mediais das articulações ATMC, MCF e IF. A partir destes marcadores traçaram-se retas para a determinação da largura correspondente a cada articulação. Posteriormente determinou-se o ponto médio (PM) que neste modelo foi considerado o ponto de rotação articular. As retas traçadas entre dois pontos médios definiram os segmentos. Na falange distal, esta foi determinada entre a ponta do dedo e o ponto médio da articulação IF (BARROSO *et al.*, 2006).

Com o auxílio dos MPRs, o modelo biomecânico composto pelo punho e articulações do polegar foi construído. Os MPRs localizados no epicôndilo (MPR1), no processo estilóide da ulna (MPR2) e no rádio (MPR3) foram utilizados para definir o plano do antebraço ou base B1, ou coordenada local (CROCE *et al.*, 2005). Os MPRs referentes a ATMC (MPR4 e MPR5) foram utilizados para definir a largura desta articulação e posteriormente o ponto médio 1 (PM1). Os MPRs referentes à articulação MCF (MPR6 e MPR7) foram utilizados para definir a largura da articulação MCF e posteriormente o ponto médio 2 (PM2). Os pontos médios foram utilizados para definir o segmento do primeiro metacarpiano (VPL3), como mostrado na FIG. 3.6. Neste estudo os segmentos foram considerados rígidos (CAPPOZZO *et al.*, 2005).

Determinou-se, no presente estudo, que a “Posição Inicial Zero” seria o PM 1 definido pela base 2, embora, clinicamente, a articulação se mova a partir da “Posição Inicial Zero” definido pela Sociedade Brasileira de Terapêutas da Mão (OLIVEIRA & ARAÚJO 2005) e pela Sociedade Americana de Terapêutas da Mão (FESS & MORAN, 1986) como o ponto sobre a interlinha articular do punho.

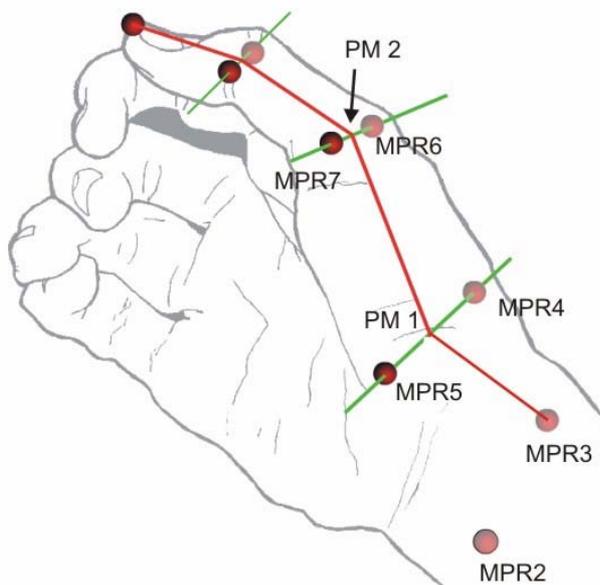


Figura 3.6 - Ilustração esquemática da determinação dos segmentos e dos pontos médios.

Após as instruções iniciais e o procedimento de calibração do equipamento, foi realizada a identificação por meio da palpação dos pontos anatômicos, conforme preconizado por Field (2001). Os MPRs foram fixados na pele dos participantes sobre proeminências ósseas e pregas determinadas e citadas a seguir.

Epicôndilo lateral do úmero: posicionou-se o cotovelo em 90 graus de flexão palpou-se inferiormente a crista supracondilar lateral, que termina no grande epicôndilo lateral onde se fixou o primeiro marcador ou Marcador Passivo Reflexivo 1 (MPR1), como mostrado na FIG. 3.7.



Figura 3.7 - Marcador Passivo Reflexivo 1 *in situ* (MPR1).

-Processo estilóide da ulna: pequena projeção palpável na face dorsal da cabeça da ulna na região posterior do punho em desvio radial (FIG. 3.8). Neste ponto fixou-se o segundo marcador ou Marcador Passivo Reflexivo 2 (MPR2);



Figura 3.8 - Marcador Passivo Reflexivo 2 *in situ* (MPR2).

-Processo estilóide do rádio: na região posterior e lateral do punho identificou-se o processo estilóide do rádio superiormente à massa do músculo braquioradial e abaixo de um espaço denominado “tabaqueira anatômica” onde se fixou o terceiro marcador ou MPR3 (FIG. 3.9);



Figura 3.9 - Marcador Passivo Reflexivo 3 *in situ* (MPR3).

-Articulação ATMC: acompanhou-se em sentido proximal ao longo do dorso do primeiro osso metacarpiano, até sua base alargada, além da qual se encontra uma depressão. Neste ponto a linha articular da ATMC pode ser palpada e fixou-se o MPR4 na região posterior e o MPR5 na região ventral (FIG. 3.10);



Figura 3.10 - Marcadores Passivos Reflexivos 4 (MPR4) e 5 (MPR5) *in situ*.

-Articulação metacarpofalangeana (MCF): a articulação MCF pode ser palpada imediatamente distal à cabeça do primeiro metacarpal. Foram fixados dois marcadores, um na borda ulnar (MPR6) e um na borda radial desta articulação (MPR7), como mostrado na FIG. 3.11;



Figura 3.11 - Marcadores Passivos Reflexivos 6 (MPR6) e 7 (MPR7) *in situ*.

-Articulação interfalangeana (IF): com a articulação fletida em 90 graus percorreu-se em sentido distal a primeira falange proximal onde a linha articular pode ser palpada e posicionaram-se dois MPRs um na borda ulnar (MPR8) e o segundo na borda radial (MPR9), como mostrado na FIG 3.12;



Figura 3.12 - Marcadores Passivos Reflexivos 8 (MPR8) e 9 (MPR9) *in situ*.

-Ponta do dedo: O marcador (MPR 10) foi colocado na ponta do polegar sobre a unha (FIG. 3.13).



Figura 3.13 - Marcador Passivo Reflexivo 10 (MPR10) *in situ*.

A região posterior do I metacarpiano foi escolhida devido a pouca movimentação da superfície cutânea em relação ao osso. Além disso, esta é uma região de fácil palpação.

Procurou-se evitar a colocação do marcador correspondente a este osso, na eminência ténar devido à existência da volumosa musculatura intrínseca neste local que acarreta na movimentação superficial desta região. Isto gera erros de medição, principalmente na execução de força durante a pinça lateral. Precauções similares foram consideradas quando se posicionou os MPRs das articulações IF e MCF lateralmente tendo como referência as pregas de flexão. Evitou-se desta forma, o registro da mobilidade excessiva da pele nesta região (CAPPOZZO *et al.*, 2005). Os MPRs foram presos em

estreitas faixas de feltro adesivo para que não interferissem nos movimentos dos participantes.

Em seguida, os participantes foram instruídos a segurarem um copo de vidro para executarem a preensão cilíndrica, segurarem uma caneta para executarem a pinça trípode, e uma chave para executarem a pinça lateral. Foi permitido um período de prática para os participantes se familiarizarem com os procedimentos e, assim, apreenderem os objetos da maneira mais natural possível. A pesquisadora avisava ao participante e ativava o dispositivo que iniciava a coleta. Cada participante apreendeu os objetos cinco vezes durante a coleta de 10 segundos. Foram excluídas as coletas que não apresentassem 100% de captura de todos os MPRs em pelo menos duas câmeras. Foram desprezadas as pinças e preensões quando os participantes não conseguiam realizá-las em 10 segundos.

### **3.5. Processamento dos dados**

Os dados capturados foram inicialmente processados por um *software* de aquisição *Qualisys Track Manager*<sup>®</sup> 1.6.0.x (*QTM*). Neste *software* realizou-se a interpolação quando a trajetória dos MPRs foi perdida ou no máximo 10 quadros. As causas da perda de trajetória podem ser obstrução ou impossibilidade da marca ser vista por no mínimo duas câmeras. Neste caso, o processo de interpolação utiliza um algoritmo que reconstrói a possível trajetória deste MPRs perdido.

Em seguida, os dados são exportados para o *software* desenvolvido no Laboratório de Bioengenharia da UFMG (LABBIO) em ambiente Matlab. A função principal deste *software* é criar um sistema de coordenadas para cada segmento a partir das posições das marcas anatômicas capturadas pelo QTM na posição de referência e desta forma determinar as posições e orientações instantâneas de cada segmento. Assim, o sistema QTM foi responsável por capturar a trajetória dos marcadores e o *software* do LABBIO por processar os dados para criar os segmentos e calcular os deslocamentos angulares. Os dados foram filtrados e normalizados, para gerarem curvas das propriedades cinemáticas (variação angular da ATMC nos planos frontal, sagital e transversal) mostrados no ANEXO E.

Através dos MPRs anatômicos o modelo biomecânico composto pelo antebraço, trapézio e primeiro metacarpiano foi construído. Os MPRs localizados no epicôndilo do rádio (MPR1), nos processos estilóide da ulna (MPR2) e rádio (MPR3) foram utilizados para definir o plano do antebraço correspondente ao plano anatômico frontal. O MPR localizado no processo estilóide do rádio e o ponto médio 1 (PM1) definiram o segmento rádio-trapézio. Os MPRs localizados lateral (MPR4) e medialmente (MPR5) à ATMC e os MPRs localizados lateral (MPR6) e medialmente (MPR7) à MCF definiram o segmento primeiro metacarpiano (através dos pontos médios PM1 e PM2 – Figura 3.6).

Neste modelo os segmentos são considerados como corpos rígidos (MITCHEL, 1995; CAPPOZZO *et al.*, 2005). O sistema de coordenadas (B1) associado ao corpo rígido tem seu primeiro eixo definido através do segmento rádio-trapézio, eixo X, que tem a mesma direção que o vetor  $MPR3-PM1$ . O segundo eixo, eixo Z, está a 90 graus do primeiro e possui a mesma direção do vetor  $MPR5$  e  $MPR4$ . O terceiro eixo é produto dos dois primeiros, eixo Y.

A determinação das variações angulares da ATMC envolveu a localização de uma base ortogonal, B1, localizada na PM1.

Para a determinação da variação angular da ATMC é gerado o vetor  $\overrightarrow{PM1 PM2}$ , chamado de  $\overrightarrow{V1}$ . O ângulo entre esse vetor e o plano ZX é considerado a variação do movimento de adução/abdução da articulação. O ângulo entre  $\overrightarrow{V1}$  e o plano XY é considerado a variação do movimento de flexão/extensão (Figura.3.15). A posição funcional de referência foi considerada a posição zero ou neutra.

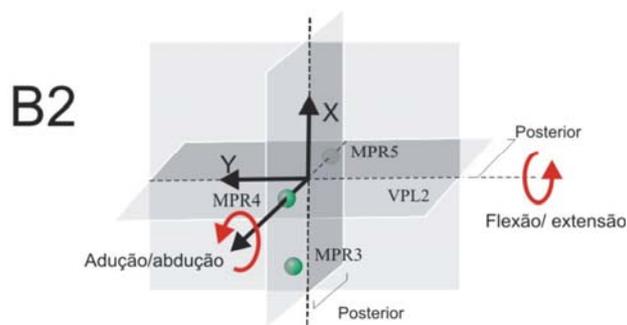
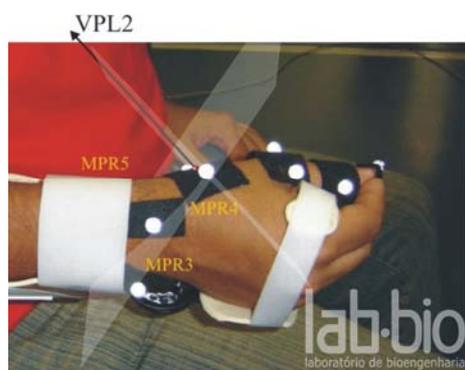


Figura 3.14 - Base 2

A rotação da articulação ATMC é determinada pelo ângulo formado pelo plano MPR5, MPR4 e PM2, e o vetor MPR6-MPR7 (FIG. 3.15).

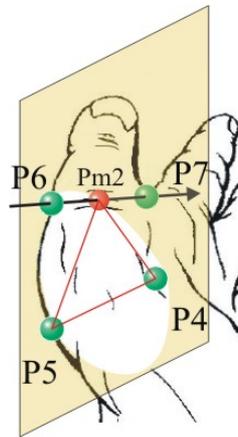


Figura 3.15 - Rotação da ATMC.

#### 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo caracterizar as variações angulares que correspondam aos movimentos da ATMC durante a execução das pinças lateral, trípode e cilíndrica em sujeitos assintomáticos, entre 20 e 40 anos de idade (média de 27,6), de ambos os sexos a partir da técnica de estereofotogrametria. Os ângulos articulares foram avaliados durante os movimentos de pinças em 3D *in vivo*, utilizando-se o sistema de análise de movimento Qualysis - ProReflex MCU, a partir dos registros das posições dos MPRs.

Embora exista uma variedade de possibilidades de movimentos de pinças, as três escolhidas neste trabalho são representativas de padrões de uso mais comuns nas atividades diárias (McFHEE, 1987; ARAUJO, *et al.*, 2002). Por exemplo, a pinça lateral é utilizada em 30%, a tripode é utilizada em cerca de 60% e a pinça cilíndrica em 35% das atividades (WINTER, 2004; PONS, *et al.*, 2004).

Técnicas de mensuração em 3D são preferíveis a métodos em 2D (goniômetros, técnicas visuais, luvas instrumentais) por possibilitarem o registro tanto de movimentos de pequenos segmentos como ângulos de rotação fisiológica (VERGARA, *et al.*, 2003). De fato, os experimentos aqui descritos, utilizando estereofotogrametria em 3D, permitiram tanto os registros das variações de angulares quanto às medidas dos segmentos da ATMC.

Um registro representativo dos parâmetros avaliados (ângulos) durante a pinça lateral em um participante é mostrado (FIG. 4.1 - a). Neste registro, os traçados superior, medial e inferior mostram as variações angulares dos movimentos de flexão/extensão, rotação e abdução/adução, respectivamente. Além disso, o registro mostra no eixo X o número de quadros captados em 10s a uma frequência de 120 Hz. Também é interessante observar que os picos correspondem ao distanciamento máximo (DM) entre a polpa do polegar e a borda lateral do dedo indicador (ângulo máximo). Os intervalos entre os picos de atividades correspondem ao período do contato entre os dedos que teve início no toque inicial (TI) e finalização na separação dos dedos (SD). Neste registro, pode-se ainda observar que na execução dos movimentos de flexão/extensão e de rotação, o participante realizou dois picos em DM sendo denominados DM1 e DM2 (Fig. 4.1b) que pode ser

interpretado como o momento de execução de amplitude máxima (AM) executada pelos tecidos moles, dado este, que só pode ser averiguado com exatidão com a utilização de eletromiografia que não faz parte dos objetivos deste estudo (CLANCY, *et al.*, 2005). Também neste registro é possível captar o perfeito estado de calibração do equipamento pela coincidência das atividades da ATMC nos pontos DM do traçado correspondente aos movimentos de abdução/adução e AM dos traçados correspondentes aos movimentos de flexão/extensão e rotação.

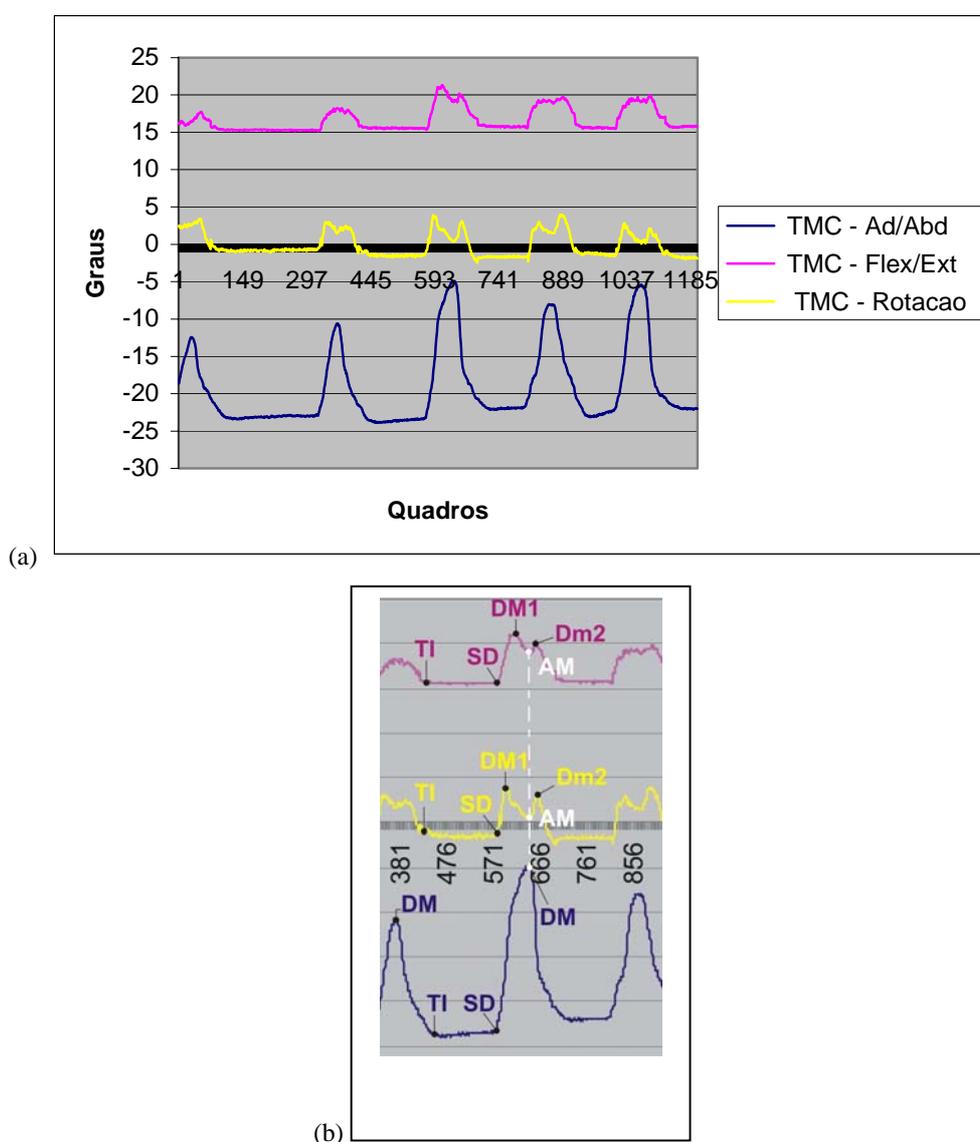


Figura 4.1 - Médias das mensurações (120 Hz) da variação angular da pinça lateral de um participante, mostrando que durante a execução da atividade a amplitude da rotação e da flexão/extensão foi menor do que

a variação da amplitude na abdução/adução (a). Identificação dos parâmetros do registro (b).

Quando os registros obtidos dos 30 participantes foram compilados, foi possível calcular a variação angular nos movimentos abdução/adução, flexão/extensão e rotação. A Figura 4.2 mostra os resultados desta série de experimentos durante a execução da pinça lateral. A ADM da ATMC no eixo da abdução/adução foi de  $10,2 \pm 4,5^\circ$ , enquanto que no eixo da flexão/extensão foi de  $5,7 \pm 4,0^\circ$  e no eixo da rotação foi de  $6,7 \pm 3,6^\circ$ . Na execução desta pinça, a maior variação angular ocorreu no movimento de abdução/adução. Variações similares foram observadas entre os movimentos de flexão/extensão e rotação. Os resultados estão de acordo com o trabalho de Norkin (2001) que descreve que a ATMC abduz ou aduz simultaneamente durante a execução da pinça lateral. Estes resultados estão também de acordo com observações de outros autores (VERGARA, *et al.*, 2003), pois nesta postura, a convergência do polegar em direção ao dedo indicador possibilita a apreensão e controle dos objetos entre os dois dedos.

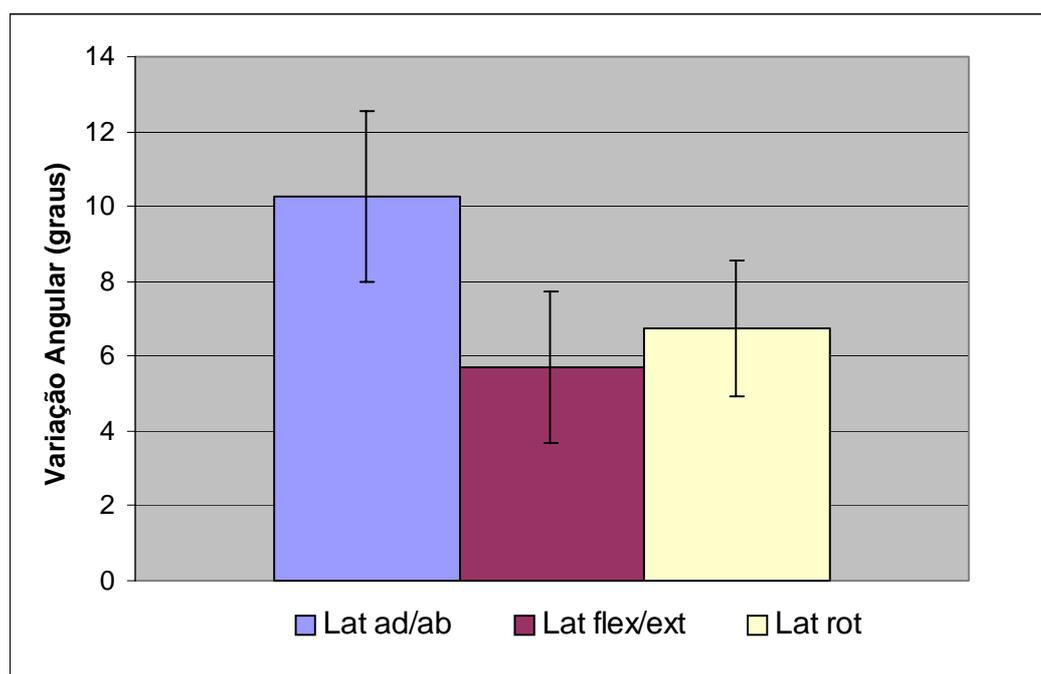


Figura 4.2 - Variação angular dos eixos da abdução/adução, da flexão/extensão e da rotação durante a execução da pinça lateral. Os resultados foram expressos em média  $\pm$  d.p.

Um registro representativo dos parâmetros avaliados (ângulos) em um participante é mostrado na Figura 4.3 durante a pinça trípode. Nos traçados das variações angulares obtidos simultaneamente, os picos e intervalos tiveram cursos paralelos. Além disso, o registro mostra no eixo X o número de quadros captados (1200 quadros).

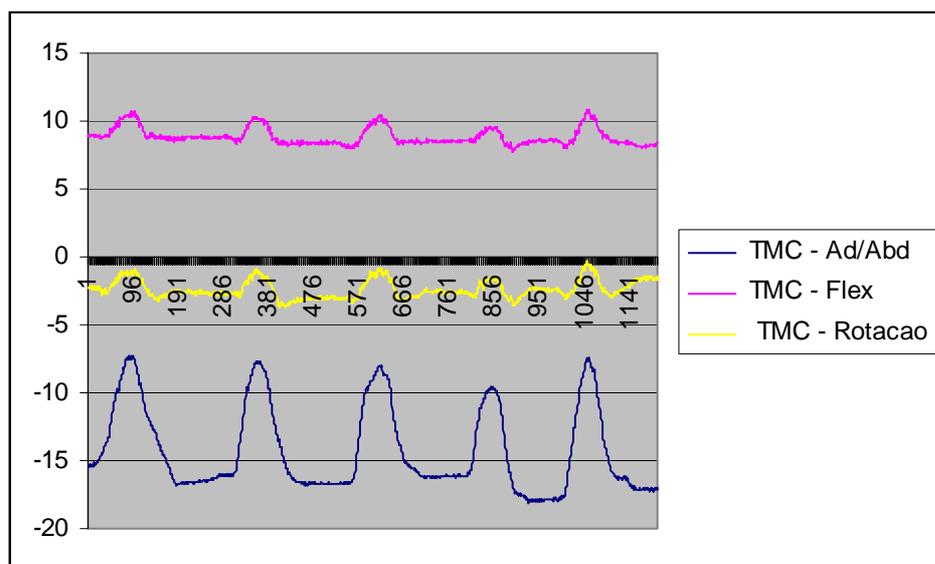


Figura 4.3 - Médias das mensurações (120 Hz) da variação angular da pinça trípode de um participante, mostrando que durante a execução da atividade a amplitude da rotação e da flexão/extensão foi menor do que a variação da amplitude na abdução/adução.

Figura 4.4 mostra a média da variação angular obtida dos participantes ( $n=30$ ) durante a execução da pinça trípode. A ADM da ATMC no eixo da abdução/adução foi de  $10,4 \pm 4,6^\circ$ ; no eixo da flexão/extensão foi de  $4,5 \pm 2,4^\circ$  e no eixo da rotação foi de  $6,7 \pm 3,7^\circ$ . Na execução desta pinça a variação angular da abdução/adução foi significativamente maior do que a flexão/extensão e do que a rotação. Também para esta pinça o movimento de abdução/adução foi predominante em relação aos movimentos de flexão/extensão e rotação, indicando que na execução desta pinça estes últimos movimentos são menos solicitados.

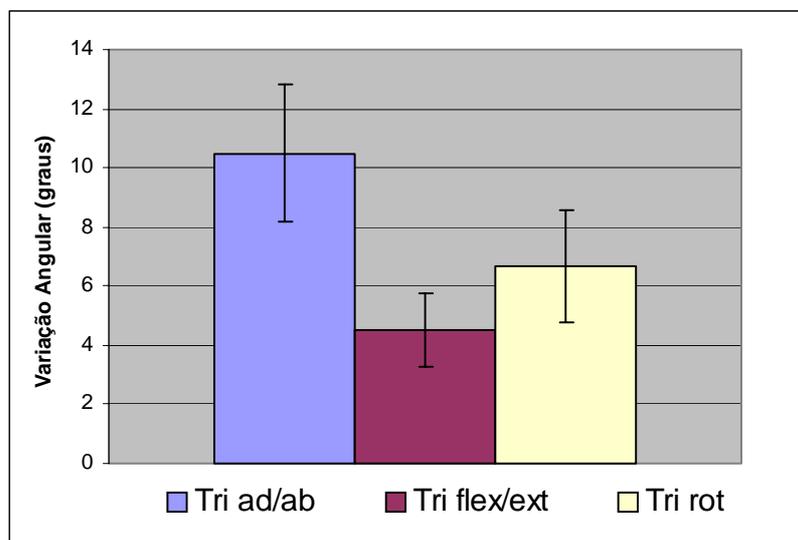


Figura 4.4 - Variação angular dos eixos da abdução/adução, da flexão/extensão e da rotação durante a execução da pinça trípede. Os resultados foram expressos em média  $\pm$  d.p.

Para a descrição dos parâmetros avaliados durante a execução da pinça cilíndrica um registro representativo é apresentado na figura 4.5. Nele, os traçados correspondentes aos movimentos de flexão/extensão (superior), de rotação (médio) e abdução/adução (inferior) são mostrados. De forma similar, também no registro desta pinça os picos e intervalos são coincidentes, indicando a calibração do equipamento.

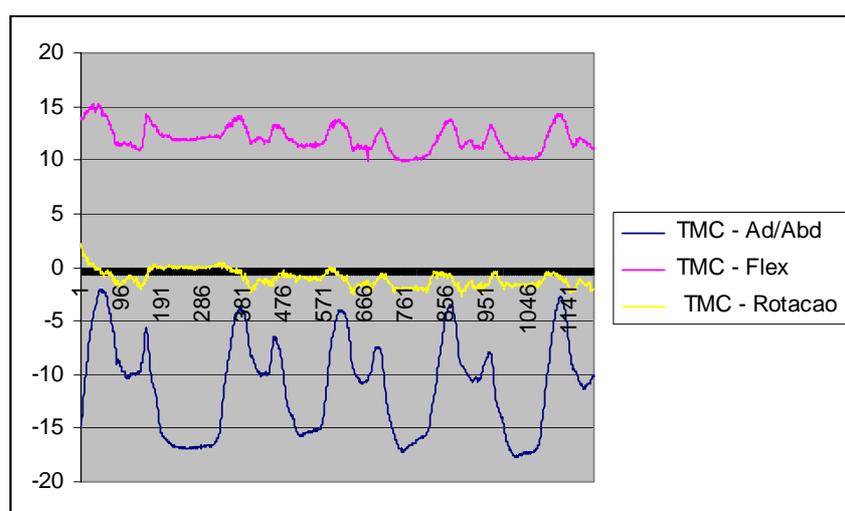


Figura 4.5 - Médias das mensurações (120 Hz) da variação angular da pinça cilíndrica de um participante,

mostrando que durante a execução da atividade a amplitude da rotação e da flexão/extensão foi menor do que a variação da amplitude na abdução/adução.

A Figura 4.6 mostra a média da variação angular obtida dos participantes (n=30) durante a execução da pinça cilíndrica. A ADM da ATMC no eixo da abdução/adução foi de  $8,0 \pm 3,9^\circ$ ; no eixo da flexão/extensão foi de  $4,7 \pm 1,9^\circ$  e no eixo da rotação foi de  $7,1 \pm 4,0^\circ$ . Na execução desta pinça a variação angular da abdução/adução foi significativamente maior do que a flexão/extensão e similar à rotação. No entanto, dentre as três pinças avaliadas, a amplitude da abdução/adução foi menor para esta pinça. Em estudos anteriores, quando os participantes seguravam objetos cilíndricos foi observado que diferentes combinações de rotações ocorriam e que a forma, o tamanho e a textura dos objetos influenciaram no eixo de oposição do polegar (PAULIGNAN, *et al.*, 1997).

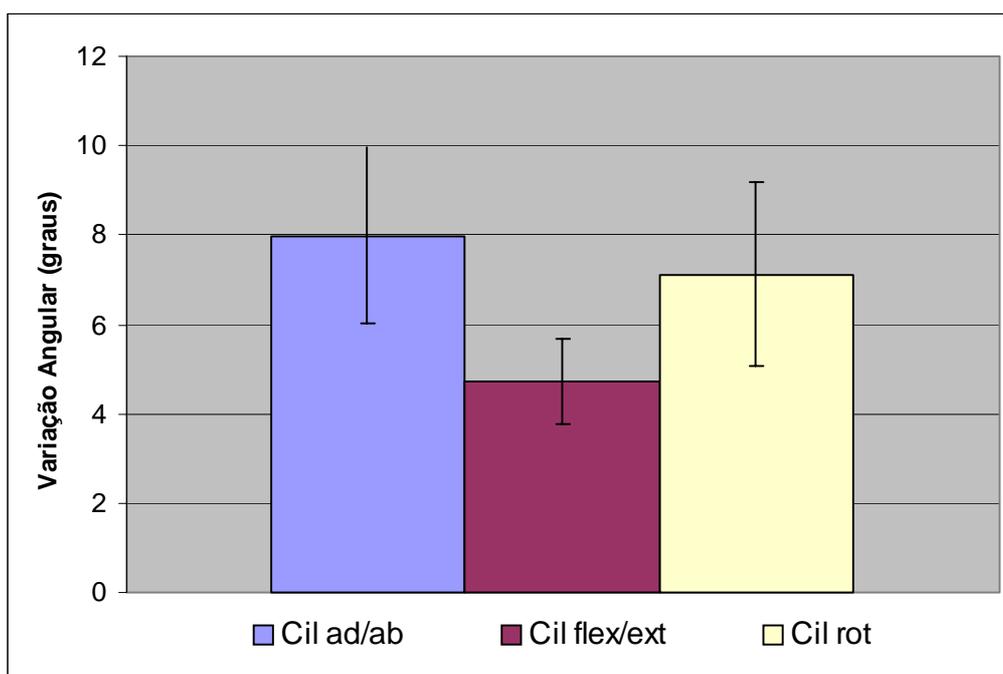


Figura 4.6 - Variação angular dos eixos da abdução/adução, da flexão/extensão e da rotação durante a execução da pinça cilíndrica. Os resultados foram expressos em média  $\pm$  d.p.

Em outra série de experimentos, a confiabilidade da técnica de estereofotogrametria foi testada em 30% dos participantes nos quais foram realizadas duas coletas referentes ao tamanho dos segmentos rádio, rádio-trapézio e metacarpo (Tabela 3).

O intervalo de tempo entre as duas coletas foi de 7 dias e os 10 participantes foram escolhidos aleatoriamente. Neste experimento, foi possível demonstrar que não houve variação significativa quando a medida do comprimento dos segmentos foi repetida neste grupo de 10 participantes da mesma amostra. Utilizou-se o teste *T de Student* para comparação das médias entre a primeira e a segunda coleta. Estes experimentos foram relevantes para demonstrar a reprodutibilidade do método. Vale ressaltar que o posicionamento dos MPRs lateral e medialmente nas pregas de flexão do polegar foi um avanço para a eficácia, reprodutibilidade e exatidão durante a coleta dos registros. É bem descrito na literatura que as deformações da pele e seu deslocamento causam a movimentação dos MPRs em relação ao osso subjacente, representando um artefato que afeta a estimativa do sistema cinemático esquelético e é considerado como a maior fonte crítica de erros de análise dos movimentos humanos (LEARDINI *et al.*, 2005; MIYATA *et al.*, 2004).

Tabela 2 - Valores das mensurações (mm) dos segmentos rádio, rádio-trapézio e metacarpo em duas coletas diferentes.

Pinça lateral						
N=10	Radio 1	Radio2	Radio – Tra1	Radio – Tra2	Metacarpo1	Metacarpo2
Média ± d.p.	249,9 ± 26,2	245,8 ± 30	47,1 ± 7,2	49,8 ± 8,4	43,4 ± 5	45,7 ± 6,7
Pinça tripude						
N=10	Radio 1	Radio2	Radio –Trap1	Radio -Trap2	Metacarpo1	Metacarpo2
Média ± d.p.	250,7 ± 25,1	247,8 ± 28,3	50,7 ± 7,2	52,6 ± 8,7	41,3 ± 5,5	41,5 ± 7
Pinça cilíndrica						
N=10	Radio 1	Radio2	Radio –Trap1	Radio -Trap2	Metacarpo1	Metacarpo2
Média ± d.p.	250,8 ± 24,6	246,1 ± 29,9	48,4 ± 7,6	50,9 ± 9,2	40,4 ± 4,5	42,3 ± 6,4

Os grupos representam duas medidas (1 e 2) no intervalo de sete dias entre elas. Não houve diferença estatística entre as médias da primeira medida e da segunda em todos os segmentos avaliados (teste *T student*).

Os movimentos da ATMC são normalmente descritos nas áreas clínicas e biomecânicas por três variações angulares fisiológicas: abdução/adução, flexão/extensão e

rotação. Pelo fato de apresentarem 5 graus de liberdade e amplitude articular anatômicas e fisiológicas variadas, estes ângulos permitem grande mobilidade e uma diversidade de movimentos ao polegar. Este dedo e seus movimentos, por sua vez, são responsáveis por grande parte da importância funcional da mão (YOKOGAWA & HARA, 2004; GOLBIER, *et al.*, 2006). Vários autores já descreveram ângulos da ATMC durante a execução das pinças estudadas neste trabalho. A grande variedade encontrada quanto às medidas pode ter origem nas técnicas empregadas, na natureza biológica da articulação (*in vivo* ou *ex vivo*), nos movimentos realizados (ativos ou passivos), nos planos anatômicos considerados, como também nos objetivos dos estudos (CHAO *et al.*, 1976; COONEY *et al.*, 1981; GIURITANO *et al.*, 1995; RONDINELLI *et al.*, 1997; FIGUEROA *et al.*, 2003; KUO *et al.*, 2003; VERGARA *et al.*, 2003; YOKOGAWA & HARA, 2004; GOUBIER *et al.*, 2006).

Em estudos anteriores, as técnicas desenvolvidas para análises da ATMC concentram-se na determinação das ADMs máximas dos ângulos articulares (KUO, *et al.*, 2003). Embora relevantes, sob o ponto de vista da caracterização anatômica e estrutural da ATMC, estes estudos não fornecem evidências suficientes de ângulos funcionais durante a execução de atividades motoras do polegar e suas articulações.

No presente estudo, uma combinação de técnicas e abordagens experimentais, foi utilizada para determinar em 3D a posição, orientação e variação angular funcional da ATMC durante a execução de atividades preensoras do polegar. A primeira vantagem deste método foi ter possibilitado o registro direto e preciso dos ângulos articulares. Outra vantagem foi ter possibilitado a determinação da variação angular e a contribuição da abdução/adução, flexão/extensão e rotação no desempenho das pinças lateral, trípode e cilíndrica. Ficou evidente, por exemplo, que a variação angular da abdução/adução foi predominante nestas atividades e maior (aproximadamente 10 graus) para as pinças lateral e trípode em comparação com a variação angular da abdução/adução na execução da pinça cilíndrica (aproximadamente 8 graus). Dentre a variação angular, a flexão/extensão foi menor para os 3 movimentos (aproximadamente 6 graus). A rotação, embora menor do que a abdução/adução foi a segunda maior registrada. Analisando os resultados de forma global, é possível que estes tenham refletido aspectos comuns de vários fatores já descritos na literatura como variações individuais e momentâneas de padrões de preensão (McPHEE,

1987; RONDINELLI *et al.*, 1997; ARAÚJO *et al.*, 2002; SCHIEBER *et al.*, 2004; VALERO-CUEVAS *et al.*, 2003, 2005). Também, é possível concluir que a metodologia utilizada foi eficaz em detectar as variações angulares das pinças lateral, trípode e cilíndrica na população estudada. É importante destacar que o método foi capaz de realizar a captura dos dados de forma dinâmica, simultânea e em tempo real durante os movimentos. Além disso, é possível sugerir que a angulação funcional no desempenho destas pinças requer amplitudes mínimas. O planejamento baseado em resultados obtidos neste estudo apresenta a potencialidade de atender às freqüentes solicitações de portadores de alterações incapacitantes da ATMC ao retorno das atividades de AVDs. Bem como, atender a demanda dos tratamentos cirúrgicos ou clínicos da mão que visam alívio da dor, melhora da estética e re-estabelecimento da função, tornando possível quantificar os resultados de intervenções terapêuticas (imobilizações através de órteses) e de procedimentos cirúrgicos (artroplastias ou artrodeses) para evolução do prognóstico.

## 5. CONCLUSÕES

Este estudo caracterizou por meio da técnica de Estereofotogrametria a variação angular da ATMC durante a execução das pinças lateral, trípode e cilíndrica nos eixos de abdução/adução, flexão/extensão e rotação de forma não-invasiva, dinâmica e simultânea, permitindo que estas atividades fossem executadas espontaneamente em registros individuais.

As características anatômicas da ATMC (pequenas dimensões dos segmentos ósseos, três graus de liberdade e posicionamento do osso trapézio), fatores limitantes na estereofotogrametria, foram contornados pela substituição do “cluster” por MPRs, pelo posicionamento dos MPRs em referências anatômicas permanentes (pregas de flexão) e pelo criterioso procedimento de identificação do osso trapézio.

Na variação angular, a abdução/adução foi predominante nas pinças estudadas (aproximadamente 10°), a flexão/extensão foi o movimento menos solicitado (aproximadamente 4°) e a rotação (aproximadamente 7°) teve igual participação no desempenho das atividades.

A confiabilidade dos experimentos foi mostrada pela reprodutibilidade das medidas dos 3 segmentos (rádio, rádio-trapézio e o metacarpo) onde os MPRs foram fixados em duas coletas diferentes e pela coincidência dos picos durante os registros das atividades executadas.

## **6. SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS**

O desdobramento natural deste estudo será utilizar esta metodologia estendendo a investigação a outras pinças e articulações. Espera-se, com isso, estabelecer não só um perfil, mas também um padrão de comportamento articular e, a partir daí, propor a construção de um modelo único potencializando a funcionalidade de órteses e próteses. Outros aspectos que poderão advir do emprego desta metodologia serão a identificação quantitativa de incapacidades, a padronização de procedimentos de avaliação e a proposição de intervenções terapêuticas na recomposição da função da ATMC baseadas em demandas fisiológicas obtidas experimentalmente.

## ABSTRACT

We developed a methodology to analyze functional angles of the TMC joint during the activities of lateral, three-point and cylindrical pinches in the right hand of 30 young adult participants (20-40 years; students and teachers; male and female). Passive reflexive markers were placed on the lateral and medial side of the joints to allow recording of the three links of the joint. The reference system used was a three dimensional optoelectronic movement analyzing system (Qualisys AB, Sweden). It was found that during lateral pinch motion the angle variation (degrees) for adduction/abduction was  $10.2\pm 4.5$ ; for flexion/extension was  $5.7\pm 4.0$  and for rotation was  $6.7\pm 3.6$ . Angle variation for the three points pinch was significantly bigger for adduction/abduction  $10.4\pm 4.6$  compared with flexion/extension  $4.5\pm 2.4$  and rotation  $6.6\pm 3.7$ . During cylindrical pinch activity flexion/extension was significantly smaller than adduction/abduction or rotation. Furthermore, a set of experiments was performed to assess reliability and reproducibility of the methods. In these experiments, measurements of the segments (radius, radius-trapezium e first metacarpal) were determined twice. No significant difference was observed between the first and second assessment. Description and characterization of this model and methodology have added important contribution to the understanding of the TMC function and presents potential for the development of instruments aiming at the temporary or permanent replacement of the TMC.

**Key words:** hand, thumb trapeziometacarpal joint, *in vivo*, 3-D model, pinch, stereophotogrammetry.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ARAÚJO, A. G. N., ANDRADE, L. M., BARROS, R. M. L. Sistema para análise cinemática de marcha humana baseado em videogrametria. *Fisioterapia e Pesquisa*, v. 11, n. 1, p. 3-9, 2005.
2. ARAÚJO, M. P.; ARAÚJO, P. M. P.; CAPORRINO, F. A.; FALLOPA, F.; ALBERTONI, W. M. Estudo Populacional das Forças da Pinças polpa-a-polpa, Trípode e Lateral. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 37, p. 496-504, Nov-dez, 2002.
3. BARROSO, P.N.; NAGEN, D.; VIMIEIRO, C.; TREDE, R., KIRKWOOD, R.; PINOTTI, M.B.; Quantitative analysis of thumb range of motion during prehension tasks: A Stereophotogrammetric Method. *In Proceedings of: Technology and Medical Sciences International, Dundee, Escócia* 2006.
4. BARROSO, P.N.; VIMIEIRO, C.; VECCHIO, S.D.; PINOTTI, M. B. Quantificação da amplitude de movimento a partir de imagens digitais. 26° Congresso Brasileiro de Cirurgia da Mão, São Paulo, 2006.
5. BERGER, R. A. The anatomy and basic biomechanics of the wrist joint. *Journal of hand therapy*, p.84-93, April-June, 1996.
6. BERNMARK, E., WIKTORIN, C. A Triaxial accelerometer for measuring arm movements. *Applied Ergonomic*, 33, p. 541-547, 2002.
7. BRAND, P.W.; BEACH, R. B.; THOMSEN, D..E. Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand. *Journal of Hand Surgery*, 6, p. 201-9, 1981.

8. CALAIS-GERMAIM, B. *Anatomia Para o Movimento*. Vol.01. Barueri: Manole, 2002. Cap. 03
9. CAPPOZZO, A.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A.; CHIARI, L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait and Posture*, 21, p. 186-196, 2005.
10. CHAO, E.Y.; OPGRANDE, J.D.; AXMEAR, F.E. Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. *Journal of Biomechanics*, 9, p. 387-396, 1976.
11. CHIARI, L.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A.; CAPPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: Instrumental errors. *Gait and Posture*, 21, p. 197-211, 2005.
12. CLANCY, E. A., FARINA, D., MERLETTI, R., Cross-comparison of time- and frequency-domain methods for monitoring the myoelectric signal during a cyclic, force-varying, fatiguing hand-grip task. *Journal of Electromyography and kinesiology*, 15, p. 256-265, 2005.
13. CLARK, G. L.; WILGIS, E. F.; AIELLO, B. *Hand Rehabilitation (A Practical Guide)*. 2 ed. Philadelphia: Churchill Livingstone, 1998. Cap.02
14. COONEY, W. P. & CHAO, E. S. Biomechanical analysis of static force in the thumb during hand function. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 16, p. 27-36, 1977.
15. COONEY, W. P.; LUCCA, M. J.; CHAO, E.S.; LINSCHIED, R. L. The Kinesiology of the Thumb Trapeziometacarpal joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 63-A, 9, 1981.

16. CROCE, U. D.; LEARDINI, A.; CHIARI, L.; CAPPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: Assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait and Posture*, 21, p. 226-237, 2005.
17. FERNANDES, L. F. & BARROS, R. M. Análise das alterações nos padrões de preensão palmar em pianistas. *ISBN # XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 2005.
18. FESS, E.E.; MORAN, C.A. *Clinical Assessment Recommendations*. 2 ed. American Society of Hand Therapists, 1981. Cap. 07
19. FIELD, D. *Anatomia Palpatoria*. 2 ed. Barueri: Editora Manole, 2001. Cap.01.
20. FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M.L. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 72, p. 155-165, 2003.
21. FISHER, K. J.; MANSON, T.T.; PFAEFFLE, H.J.; TOMAINO, M. M.; WOO, S. A method for measuring joint kinematic data to models constructed from CT data. *Journal of Biomechanics*, revision # 2, p.1-17
22. FUNDACENTRO, [www.fundacentro.gov.br](http://www.fundacentro.gov.br) outubro, 2006.
23. GIURINTANO, D.J., HOLLISTER A. M.; BUFORD W. L.; THOMPSON, D. E.; MYERS.L.M. A virtual five-link model of the thumb. *Medical Engineering Physiology*. 17(4), p.297-303, Jun, 1995.
24. GOUBIER, J.; DEVUN, L.; MITTON, D.; LAVASTE, F. In vivo trapezometacarpal joint kinematics using an optoelectronic system: a data basis on

- healthy subjects. [www.univ-valenciennes.fr/congress/3D](http://www.univ-valenciennes.fr/congress/3D) 2006/abstracs/110-Goubier
25. GORDON, A. M.; FORSSBERG, H.; JOHANSSON, R. S.; WESTLING, G. Visual size cues in the programming of manipulative forces during precision grip. *Experimental Brain Research*, 83, p. 477-482, 1991.
26. KAPANDJI, I. A. *Fisiologia Articular*. São Paulo: Manole, 1990. p. 37.
27. HOLLISTER, A., BUFORD, W.L., MYERS, L.M., GIURINTANO, D.J., NOVICK, A. The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *Journal of Orthopaedic Research* 10, p.454-460, 1992.
28. KOVLER, M.; LUNDON, K.; MCKEE, N.; AGUR, A. The human first carpometacarpal joint: Osteoarthritic Degeneration and 3-Dimensional Modelling. *Journal of Hand Therapy*. 17, p. 393-400, Oct-Dec, 2004.
29. KUO, L.; COONEY, W. P.; KAUFMAN, K.R.; CHEN, Q.; SU, F.; AN, K. A quantitative method to measure maximal workspace of the trapeziometacarpal joint-normal model development. *Journal of Orthopedic Research*, 22, p. 600-606, 2004.
30. KUO, L.; COONEY, W. P.; OYAMA, M.; KAUFMAN, K.R.; SU, F.; AN, K. Feasibility of using surface markers for assessing motion of the thumb trapeziometacarpal joint. *Clinical Biomechanics*, 18, p. 558-563, 2003.
31. KUO, L.; SU, F.; CHIU, H.; YU, C. Feasibility of using a video-based motion analysis system for measuring thumb kinematics. *Journal of Biomechanics*, 35, p.1499-1506, 2002.

32. LEARDINI, A.; CHIARI, L.; CROCE, U. D.; CAPPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part3: Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and Posture*. 21, p. 212-225, 2005.
33. MACPHEE, S. D. Functional hand evaluations: a review. *The American Journal of Occupational Therapy*, 41, p.158-163, 1987.
34. MITCHELL, H. L., Applications of digital photogrammetry on medical investigations. *Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, v. 50, n. 3, p. 27-36,1995
35. MIYATA, N.; KOUCHI, M.; MOCHIMARU, M. Finger Joint Kinematic from MR images. *Proceedings of 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 2005.
36. MIYATA, N.; KOUCHI, M.; KURIHARA, T.; MOCHIMARU, M. Modeling of Human Hand Link Sructure from Optical Motion Capture Data. *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 10-2-2004.
37. NETTER, F.H. *Atlas de Anatomia Humana*. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2000. p.16
38. NORRIN, C. C. *Articulações Estrutura e Função: Uma Abordagem Prática e Abrangente*. 2.ed. Rio de Janeiro: Revinter, 2001. 98p.
39. NORRIN, C.C.; WHITE, D. J. *Medida do Movimento Articular*. 2.ed. Porto Alegre: Artes Médicas,1997. p.132
40. PALMERUD, G.; FORSMAN, M.; SPORRONG, H.; HERBERTS, P.; KADEFORS, R. Intramuscular pressure of the infra-and supraspinatus muscles in relation to hand load and arm posture . *European Journal Apply Physiology*, 83, p-223-230, 2000.

41. PAULIGNAN, Y.; FRAK, V.G.; TONI, I.; JEANNEROD, M. Influence of object position and size on human prehension movements. *Experimental Brain Research*, 114, p. 226-234, 1997.
42. PEDRETTI, L. W.; EARLY, M. B. *Terapia Ocupacional: Capacidades Práticas Para Disfunções Físicas*. 5 ed. São Paulo: Editora Roca, 2005. Cap.04
43. PONS, J.L., ROCON, E.; CERES, R.; REYNAERTS, D.; SARO, B.; LEVIN, S.;
44. MOORLEGHEM, W.V. The manus-hand dextrous robotics upper limb prosthesis: mechanical and manipulation aspects. *Autonomous Robots*, 16, p. 143-163, 2004.
45. PUTZ, R.; PABST, R.; *Atlas de Anatomia humana Sobotta*. 21 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000. p.11
46. QUALISYS TRACK MANAGER USER MANUAL. Suécia, v. 2004.
47. OLIVEIRA, L.M. & ARAÚJO, P.M.P. Medida de amplitude articular: Em *Recomendações Para Avaliação do Membro Superior*. 2 ed. Sociedade Brasileira de Terapeutas da Mão, 2005. p.38
48. RONDINELLI, R. D.; DUNN, W.; HASSANEIN, K. M.; KEESLING, C. A.; MEREDITH, S.C.; SCHULZ, T. L. A simulation of hand impairments: effects on upper extremity function and implications toward medical impairment rating and disability determination. *Arch Physiology Medicine Rehabilitation*, 78, p.1358-1363, 1997.
49. SCHIEBER, M. H. & SANTELLO, M. Hand function: peripheral and central constraints on performance. *Journal Apply Physiology*, 96, p.2293-2300, 2004.

50. TEIXEIRA, E.; SAURON, F. N.; SANTOS, L.S.; OLIVEIRA, M. C. *Terapia Ocupacional na Reabilitação Física*. São Paulo: Editora Roca, 2003. Cap. 07
51. TITTIRANONDA, P.; REMPEL, D.; ARMSTRONG, T.; BURASTERO, S. Workplace Use of an Adjustable Keyboard: Adjustment Preferences and Effect on Wrist Posture. *AIHA Journal*,60, p. 340-348, 1999.
52. TOCHERI, M.W.; RAZDAN, A.; WILLIAMS, R.C.;MARZKE, M. W. A 3D quantitative comparison of trapezium and trapezoid relative articular and nonarticular surface areas in modern humans great apes. *Journal of Human Evolution*, 49 (5), p.570-86, nov., 2005.
53. TORTORA, G.; GRABWSKI, S. *Princípios de Anatomia e Fisiologia*. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. p.11
54. TUBIANA, R.; THOMINE J.; MACKIN, E. *Diagnóstico clínico da mão e do punho*. Rio de Janeiro: Interlivros,1996. Cap.01.p.28-32; Cap.04.p.294-330.
55. VALERO-CUEVAS, F. J. An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers. *Journal of Biomechanics*,38, p. 673-684, 2005.
56. VALERO-CUEVAS, F. J., JOHANSON, M. E., TOWLES, J. D. Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters. *Journal of Biomechanics*, 36, p. 1019-1030, 2003.
57. VERGARA, M.; SANCHO-BRU, J.; PEREZ-GONZALEZ, A. Description and validation of a non-invasive technique to measure the posture of all hand segments. *Journal of Biomechanical Engineering*. 125, p. 917-922, Dec., 2003.

58. WEISS, S.; LASTAYO, P.; MILLS, A.; BRAMLET, D. Splinting the Degenerative Basal Joint: Custom-made or Prefabricated Neoprene. *Journal of Hand Therapy*, 17, p. 401-406, 2004.
59. WINTER, D.A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3<sup>rd</sup>. ed. Waterloo, 2004.
60. WU, G.; HELM, F.C.; VEEGER, H.E.; MAKHSOUS, M.; ROY, P. V.; ANGLIN, C.; NAGELS, J.; KARDUNA, A.R.; MCQUADE, K.; WANG, X.; WERNER, F.W.; BUCHHOLZ, B.. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *Jornal of Biomechanics*. 38, p.981-992, May, 2005.
61. WWW. Robotics.Utexas.edu/rrg/2006.
62. YOKOGAWA, R. & HARA, K. Manipulabilities of the index finger an thumb in three tip-pinch postures. *Jornal of Biomechanics Engineering*. 126, p. 212-219, April, 2004

## **ANEXOS**

## ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa (COEP)

Universidade Federal de Minas Gerais  
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG - COEP

Parecer nº. ETIC 308/06

**Interessado: Prof. Marcos Pinotti Barbosa**  
**Departamento de Engenharia Mecânica**  
**Escola de Engenharia-UFMG**

### DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, *ad referendum*, no dia 26 de outubro de 2006, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado “**A contribuição da articulação trapeziometacárpica durante a execução das pinças lateral, trípode e cilíndrica**” bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.

  
**Profa. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia**  
**Presidente do COEP/UFMG**

## **ANEXO B - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

Título do Projeto: A contribuição da articulação trapeziometacárpica durante a execução das pinças lateral, Trípode e cilíndrica.

Este termo de consentimento pode conter palavras que você não entenda. Peça ao pesquisador que explique as palavras ou informações não compreendidas completamente.

### **1 ) Introdução**

Você está sendo convidado(a) a participar da pesquisa A contribuição da articulação trapeziometacárpica durante a execução das pinças lateral, Trípode e cilíndrica.

Se decidir participar dela, é importante que leia estas informações sobre o estudo e o seu papel nesta pesquisa. A decisão de participar neste estudo é voluntário e sua participação não é obrigatória. A qualquer momento você pode desistir de participar e retirar seu consentimento. Sua recusa não trará nenhum prejuízo em sua relação com o pesquisador ou com a instituição envolvida. É preciso entender a natureza e os riscos da sua participação e dar o seu consentimento livre e esclarecido por escrito.

### **2 ) Objetivo**

O objetivo deste trabalho é avaliar os movimentos que a sua mão utiliza para segurar uma chave, uma copo e uma caneta. Nossa meta é identificar os ângulos que serão utilizados para orientar a reabilitação em polegares alterados.

### **3 ) Procedimentos do Estudo**

Se concordar em participar deste estudo você será solicitado a comparecer no Laboratório de Análise do Movimento, localizado na Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Departamento de Fisioterapia. Você será solicitado a ler o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, e caso concorde em participar da pesquisa, assinar o termo. Algumas informações como sua idade, sexo, dados pessoais, se você é destro ou canhoto, se já sentiu dores e/ou diminuição de força, se pratica algum esporte, se sofreu alguma fratura serão registradas no computador. Em seguida o examinador fixará através de feltro adesivo esferas de 5 mm de diâmetro de plástico, sobre a sua pele no seu polegar, no seu punho e no seu ante-braço. Sua mão será posicionada através de uma órtese

(aparelho de plástico e neoprene fixo através de velcro). Uma vez acostumado com esse aparato, você será instruído ao comando da voz do pesquisador a realizar, repetidamente, três diferentes movimentos com a sua mão para garantir dados precisos para futura análise. O tempo que você permanecerá no laboratório é de no máximo 30 minutos.

O procedimento de testes poderá ser realizado em duas diferentes ocasiões, separadas por um período de uma semana.

#### 4 ) Riscos e desconforto

Não há risco ou nenhum desconforto físico envolvido nos procedimentos.

#### 5 ) Benefícios

A participação na pesquisa não acarretará gasto para você, sendo totalmente gratuita. Os resultados dessa pesquisa não trarão nenhum benefício imediato a você, mas futuramente poderá ajudar várias pessoas com alterações no(s) polegar(es).

#### 6 ) Custos/Reembolso

Você não terá nenhum gasto com a sua participação no estudo. Você também não será reembolsado com o gasto para se locomover de casa até o local da pesquisa e para retornar para casa.

#### 7 ) Responsabilidade

Toda responsabilidade do presente projeto é do, Prof. Marcos Pinotti e da co-orientadora Profa. Renata Noce Kirkwood.

#### 8 ) Caráter Confidencial dos Registros

Algumas informações obtidas a partir de sua participação neste estudo não poderão ser mantidas estritamente confidenciais. Além dos profissionais de saúde que estarão cuidando de você, agências governamentais locais, o Comitê de Ética em Pesquisa da instituição onde o estudo está sendo realizado seus representantes podem precisar consultar seus registros. Você não será identificado quando o material de seu registro for utilizado, seja para propósitos de publicação científica ou educativa. Ao assinar este consentimento informado, você autoriza as inspeções em seus registros. Para registro de suas informações será assinalado um número ao seu nome, e toda informação buscada será referenciada usando este número.

#### 9 ) Participação

É importante que você esteja consciente de que a participação neste estudo de pesquisa é completamente voluntária e de que você pode recusar-se a participar ou sair do estudo a qualquer momento sem penalidades ou perda de benefícios aos quais você tenha direito de outra forma. Em caso de você decidir retirar-se do estudo, deverá notificar ao profissional e/ou pesquisador que esteja atendendo-o. A recusa em participar ou a saída do estudo não influenciarão seus cuidados nesta instituição.

10 ) Para obter informações adicionais

Você receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e o endereço do pesquisador principal, podendo tirar suas dúvidas sobre o projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento. Caso você venha a sofrer uma reação adversa ou danos relacionados ao estudo, ou tenha mais perguntas sobre o estudo, por favor, ligue para Dr. Marcos Pinotti, no telefone (31) 3499-5242. Se você tiver perguntas com relação a seus direitos como participante do estudo clínico, você também poderá contatar uma terceira parte/pessoa, que não participa desta pesquisa, Professora Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia , Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição, no telefone (31) 3284-9364 ou (31) 3499-4592.

Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, nº6627

Unidade administrativa 2, 2º andar, sala 2005.

11 ) Declaração de consentimento

Li ou alguém leu para mim as informações contidas neste documento antes de assinar este termo de consentimento. Declaro que fui informado sobre os métodos do estudo a ser utilizado, as inconveniências, riscos, benefícios e eventos adversos que podem vir a ocorrer em consequência dos procedimentos.

Declaro que tive tempo suficiente para ler e entender as informações acima. Declaro também que toda a linguagem técnica utilizada na descrição deste estudo de pesquisa foi satisfatoriamente explicada e que recebi respostas para todas as minhas dúvidas. Confirmando também que recebi uma cópia deste formulário de consentimento. Compreendo que sou livre para me retirar do estudo em qualquer momento, sem perda de benefícios ou qualquer outra penalidade.

Dou meu consentimento de livre e espontânea vontade e sem reservas para participar como paciente deste estudo.

Nome do participante (em letra de forma)

Assinatura do participante ou representante legal

Data

Atesto que expliquei cuidadosamente a natureza e o objetivo deste estudo, os possíveis riscos e benefícios da participação no mesmo, junto ao participante e/ou seu representante autorizado. Acredito que o participante e/ou seu representante recebeu todas as informações necessárias, que foram fornecidas em uma linguagem adequada e compreensível e que ele/ela compreendeu essa explicação.

Responsáveis:

Patrícia Neto Barroso

Pesquisador

Data

Prof.Marcos Pinotti Barbosa

Orientador

Data

## **ANEXO C – Questionário referente ao quadro clínico dos participantes**

Dados pessoais:

Nome:

Sexo:

Data De Nascimento:

Raça:

Endereço:

Telefone:

1) Você é destro ou canhoto?

2) Você já sentiu dores e/ou diminuição de força em sua mão direita?

3) Pratica algum esporte? Qual?

4) Sofreu alguma fratura na mão direita?

5) Alguma tendinite?

6) Lesão de Nervos periféricos ou neurológica?

7) Qual é a sua profissão?

**ANEXO D – Valores das mensurações (mm) dos segmentos rádio,  
rádio-trapézio e metacarpo em duas coletas diferentes**

**Valores dos tamanhos CILÍNDRICA**

id	Radio	Radio - Trap	Metacarpo	Radio2	Radio - Trap2	Metacarpo2	Dif_Radio	Dif_R/T	Dif_metac
2	262,0	53,3	38,3	266,4	55,0	41,7	-4,5	-1,6	-3,3
6	279,2	63,0	40,0	283,2	66,5	41,1	-4,0	-3,5	-1,2
9	253,0	49,0	47,8	250,6	52,0	38,8	2,3	-3,0	9,0
16	277,1	54,1	46,1	248,5	54,1	52,5	28,6	0,0	-6,4
17	231,5	38,1	38,7	243,4	48,8	36,2	-11,8	-10,7	2,5
19	252,8	46,5	44,5	244,6	62,5	39,6	8,1	-16,0	4,8
20	198,0	44,2	36,0	183,2	40,3	45,6	14,7	3,9	-9,6
23	267,0	49,8	34,0	267,0	49,8	33,9	0,0	0,0	0,0
24	250,8	48,7	37,5	262,7	37,9	40,5	-12,0	10,7	-3,0
25	233,7	37,3	41,5	208,4	42,3	53,3	25,3	-4,9	-11,8
<b>Média</b>	<b>250,8</b>	<b>48,4</b>	<b>40,4</b>	<b>246,1</b>	<b>51</b>	<b>42,3</b>	<b>4,6</b>	<b>-2,5</b>	<b>-1,9</b>

**Valores dos tamanhos LATERAL**

id	Radio	Radio - Trap	Metacarpo	Radio2	Radio - Trap2	Metacarpo2	Dif_Radio	Dif_Radio trap	Dif_metac
2	262,0	41,9	43,1	266,0	54,2	45,5	-4,0	-12,3	-2,4
6	281,5	62,8	43,2	283,5	64,9	44,4	-2,0	-2,0	-1,2
9	252,7	47,8	52,4	250,0	47,9	44,2	2,8	-0,1	8,1
16	277,8	53,3	50,0	249,5	54,7	60,5	28,3	-1,4	-10,4
17	229,6	35,5	41,0	241,6	47,1	39,7	-12,0	-11,6	1,3
19	253,1	46,8	45,2	245,5	59,7	43,1	7,5	-13	2,0
20	194,8	45,4	36,0	180,5	40,4	45,7	14,2	5,0	-9,6
23	269,4	46,7	38	269,4	46,7	37,9	0,0	0,0	0,0
24	249,0	47,3	40,3	261,4	39,2	41,7	-12,5	8,0	-1,3
25	229,5	43,0	45,0	211,2	432,9	54,1	18,3	0,0	-9,2
<b>Média</b>	<b>250</b>	<b>47,0</b>	<b>43,4</b>	<b>245,8</b>	<b>49,8</b>	<b>45,7</b>	<b>4,0</b>	<b>-2,7</b>	<b>-2,2</b>

## Valores dos tamanhos TRIPUDE

id	Radio	Radio - Trap	Metacarpo	Radio2	Radio -		Dif_Radio		
					Trap2	Metacarpo2	Dif_Radio	trap	Dif_metac
2	260,8	53,1	39,6	269,9	56,0	41,2	-9,0	-2,9	-1,5
6	280,1	65,6	40,5	282,8	68,6	41,8	-2,6	-2,9	-1,3
9	254,7	52,3	49,5	250,6	53,4	43,5	4,0	-1,0	5,9
16	277,3	55,8	49,2	247,9	54,5	58,4	29,3	1,3	-9,2
17	231,4	37,5	39,3	243,4	49,5	37,3	-11,9	-11,9	1,9
19	253,2	47,8	44,6	244,8	62,8	40,5	8,4	-14,9	4,0
20	197,4	48,3	34,8	181,7	39,3	44,3	15,6	9,0	-9,5
23	268,7	51,4	33,8	268,7	51,4	33,8	0,0	0,0	0,0
24	253,7	50,0	37,2	261,9	42,2	40,4	-8,2	7,7	-3,2
25	229,7	45,3	44,3	226,4	48,6	33,6	3,2	-3,2	10,7
<b>Média</b>	<b>250,7</b>	<b>50,7</b>	<b>41,3</b>	<b>247,8</b>	<b>52,6</b>	<b>41,5</b>	<b>2,8</b>	<b>-1,9</b>	<b>-0,2</b>

**ANEXO E** – Registros dos ângulos dos participantes durante a execução das pinças lateral, trípode e cilíndrica nos movimentos de abdução/adução, flexão/extensão e rotação.