



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

**“NOVA ÓRTESE DE EXTENSÃO DE PUNHO E
ABDUTORA DE POLEGAR PARA CRIANÇAS COM
PARALISIA CEREBRAL: AVALIAÇÃO DE SUAS
CONTRIBUIÇÕES PARA O INCREMENTO DA
FUNCIONALIDADE MANUAL”**

PATRÍCIA NETO BARROSO

Belo Horizonte (MG), 17 de dezembro de 2010

PATRICIA NETO BARROSO

**“NOVA ÓRTESE DE EXTENSÃO DE PUNHO E
ABDUTORA DE POLEGAR PARA CRIANÇAS COM
PARALISIA CEREBRAL: AVALIAÇÃO DE SUAS
CONTRIBUIÇÕES PARA O INCREMENTO DA
FUNCIONALIDADE MANUAL”**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutora em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

Departamento de Engenharia Mecânica – UFMG

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2010



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

**“NOVA ÓRTESE DE EXTENSÃO DE PUNHO E
ABDUTORA DE POLEGAR PARA CRIANÇAS COM
PARALISIA CEREBRAL: AVALIAÇÃO DE SUAS
CONTRIBUIÇÕES PARA O INCREMENTO DA
FUNCIONALIDADE MANUAL”**

PATRICIA NETO BARROSO

Tese defendida e aprovada em 17, de dezembro de 2010, 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 “Doutora em Engenharia Mecânica”, na área de concentração de Bioengenharia.

Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

Departamento de Engenharia Mecânica – UFMG Orientador

Prof. Dr. Claysson Bruno Santos Vimieiro

Departamento de Engenharia Mecânica – UFMG

Prof. Dra. Sara Del Vecchio

Departamento de ...

Prof. Dr. Antônio Nunes Barbosa Filho

Departamento de Engenharia de Produção

Centro de Tecnologia e Geociências – UFP

Prof. Dr. Raul Gonzalez Lima

Departamento de Engenharia Mecânica – USP

“Dedicatória”

Ao meu pai, Antonio Patrício Barroso Filho (*in memoriam*)

AGRADECIMENTOS

A minha filha, Helena, por todos os momentos em que tornou esta jornada extremamente mais leve por estar ao meu lado. Peço desculpas pelos inúmeros momentos de ausência, pode ter certeza você está sempre em meu coração e em minhas propostas de vida. Te amo muito!

Ao meu marido, alicerce da minha vida, por caminhar junto comigo durante essa estrada sinuosa do mestrado e agora doutorado. Obrigada por me conceder a oportunidade de ser mãe, e gerar nossa Helena! A batalha teria sido ainda mais dura sem você. Tenho muito orgulho de nossa pequena família. Este título é nosso!

Agradeço a Deus pela força, perseverança e pelos inúmeros momentos de inspiração.

À minha família: minha mãe, Elma (muito amada), Viviane e Welington, minha sobrinha Izadora, Liliane e Paulo, Marcus Vinicius, Diana e D. Ágata – muito obrigada por entenderem minha distância, e me apoiarem nessa jornada. Acabei afastando fisicamente de vocês durante esse período. Peço desculpas e agradeço imensamente todo o carinho e torcida. Palavras são incapazes de relatar o imenso amor que sinto por vocês!

Ao meu orientador, Marcos Pinotti, por todos os ensinamentos, pela sua postura empreendedora me apoiando durante esses sete anos de convivência. Obrigada pela oportunidade de integrar à equipe do LABBIO. Tenho certeza de que a caminhada continua nessa tarefa difícil, mas gratificante de sermos pesquisadores.

Aos amigos dos laboratórios LABBIO, CEMETRO e LAM em especial a Yuri Reno pelo cuidado com os detalhes metodológicos desde as coletas até processamento dos dados; Daniel Rocha, Danilo Nagem, Sara Del Vecchio, Priscila Albuquerque, Ivan Lourenço, Talita Sono, Fabio Correia e o fisioterapeuta Renan que estiveram por perto

disponíveis me apoiando e compartilhando angústias e vitórias. Já são sete anos de amizade, respeito e admiração. Ainda iremos trilhar muitos desafios juntos.

Às crianças participantes que me motivaram durante todo o processo, pela paciência e cooperação. Desculpe pelos momentos enfadonhos das coletas, vocês foram valentes e confiantes em nosso trabalho. É com muita satisfação que detectamos as melhoras obtidas por vocês. Agradeço também aos pais pela disponibilidade. Agradecimento às instituições que colaboraram de maneira imprescindível para o início da coleta de dados, em especial ao Núcleo Assistencial Caminhos para Jesus, Associação Mineira de Reabilitação, APAE – Betim, APAE – Sabará, Fundação de Assistência Especializada de Nova Lima, Clínica Sensorial, Fundação Dom Bosco, Hospital Bias Fortes, ambulatório da universidade Uni-BH, Clínica São Camilo, Clínica Espaço Gente.

Às alunas e estagiárias de Terapia Ocupacional, Alessandra Tavares, Mariana Veloso, Thais Fragoso e Adriana Faria pelo apoio e auxílio durante os avaliações e cuidados com as crianças. Meu agradecimento especial à Karina Alves pela parceria em todos os momentos.

À Profa. Silvia Andrade, pela generosidade, disponibilidade e profissionalismo, colaborando de maneira essencial para a concretização do estudo.

À Profa. Angela Lana do Departamento de Veterinária, por toda a paciência e ensinamentos durante todo o desenvolvimento da análise estatística.

Aos professores Claysson Vimieiro, Adriana Valadão e Renata Kirkwood, membros da banca de qualificação, pelas sugestões dadas durante a arguição.

À minha querida amiga Profa Ana Paula Bensemman pela amizade e parceria em várias etapas do desenvolvimento desta tese.

À Profa Renata Kirkwood pelo apoio e disponibilidade do LAM.

À terapeuta ocupacional Letícia Almeida pela indispensável ajuda nesta trajetória de doutoranda. Crescemos muito e tenho certeza que ainda iremos trilhar muitas estradas juntas.

Aos professores doutores Claysson Bruno Santos Vimieiro, Sara Del Vecchio, Antônio Nunes Barbosa Filho, Raul Gonzalez Lima pela participação e valiosas contribuições durante a arguição da avaliação desta tese.

Aos funcionários do DEMEC e EEFFTO, em especial Dora que sempre me apoiou com carinho e paciência. Meus sinceros agradecimentos pela dedicação com que conduziu este processo.

“Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa, nunca tem medo e nunca se arrepende”.

Leonardo da Vinci 1452-1519

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	10
LISTA DE GRÁFICOS.....	13
LISTA DE TABELAS E QUADROS.....	14
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	15
LISTA DE NOMENCLATURA	16
RESUMO	17
1. INTRODUÇÃO.....	18
1.1 Justificativa.....	18
1.2 Objetivo Geral	22
1.3 Objetivos Específicos	22
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	23
2.1 Aspectos Funcionais da mão	23
2.2 Considerações anátomo-funcionais da mão.....	23
2.3 Planos anatômicos e graus de liberdade da mão.....	27
2.4 Estrutura articular e funcional do polegar.....	28
2.5 Pinças.....	32
2.6 Nomenclatura dos movimentos da ATMC.....	35
2.7 Paralisia Cerebral.....	37
2.7.1 Classificação.....	37
2.7.2 Hemiplegia infantil.....	38
2.7.3 Principais deformidades nas mãos de crianças com Paralisia Cerebral	39
2.7.4 Principais tratamentos na Paralisia Cerebral	40
2.8 Intervenção terapêutica em Paralisia Cerebral por meio de órteses para membros superiores.....	41
2.8.1 Princípios básicos de confecção de órteses para membros superiores	41
2.8.2 Benefícios das órteses.....	43
2.8.3 Materiais utilizados para confecção de órteses.....	43
2.8.4 Tipos de órteses indicados para Paralisia Cerebral	45
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	48
3.1 Métodos desenvolvidos para análise dos movimentos da ATMC.....	48

3.2 Estudos da aplicação de órteses para membros superiores em Paralisia Cerebral	53
4. METODOLOGIA.....	56
4.1 Amostra	56
4.2 Órtese Extensora do Punho e Abdução do Polegar Inovada (EPAPI).....	59
4.3 Instrumentação	61
4.3.1 Método de Análise de Variação Angular Tridimensional (MAVA 2D)	61
4.3.2 Método de Análise de Variação Angular Tridimensional (MAVA 3D)	72
4.3.3 Dinamometria	92
4.3.4 Avaliação da habilidade manual.....	92
4.4 Análise Estatística	95
5. RESULTADOS E DISCUSSÃO	96
5.1 Método de Análise da Variação Angular (MAVA 2D).....	102
5.2 Método de Análise da Variação Angular (MAVA3D).....	105
5.3 Dinamometria	108
5.4 Avaliação da Habilidade Manual	109
6 CONCLUSÕES	112
7 SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS.....	113
ABSTRACT	114
GLOSSÁRIO.....	115
BIBLIOGRAFIA	117
ANEXOS.....	128
ANEXO A - Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa (COEP).....	129
ANEXO B - Formulário de Consentimento	130
ANEXO C - <i>The Manual Ability Classification System (MACS)</i>	131
ANEXO D - Testes de Confiabilidade MAVA2D	132

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Anatomia da mão: ossos do carpo e metacarvais.....	24
Figura 2.2 - Arcos da mão.....	25
Figura 2.3 - Pregas de flexão da mão.....	26
Figura 2.4 - Desvio ulnar e extensão do punho.....	27
Figura 2.5 - Planos anatômicos.....	28
Figura 2.6 - Articulação do polegar.....	29
Figura 2.7 - Representação esquemática do movimento de uma junta universal.....	30
Figura 2.8 - Anatomia da ATMC.....	32
Figura 2.9 - Pinça lateral.....	33
Figura 2.10 - Pinça trípude.....	34
Figura 2.11 - Pinça cilíndrica	35
Figura 2.12 - Descrição dos movimentos da ATMC.....	36
Figura 2.13 - Hemiplegia infantil	38
Figura 2.14 - Padrão postural da paralisia cerebral apresentando flexão de punho e adução da ATMC.....	40
Figura 2.15 - Representação da dupla obliquidade.....	42
Figura 2.16 - Órtese para abdução do primeiro espaço interdigital em neoprene e em termoplástico.....	45
Figura 2.17 - Órtese para extensão do punho em termoplástico e em neoprene.....	45
Figura 2.18 - Órtese para posicionamento do punho e dos dedos em termoplástico.....	46
Figura 2.19 - Órtese em oito para evitar hiperextensão da IFP em termoplástico.....	46
Figura 4.1 – Exemplos Órtese Extensora do Punho e Abdutora do Polegar Inovada (EPAPI).....	61
Figura 4.2 - Pontos anatômicos para marcação dos MPRs.....	64
Figura 4.3 - Posicionamento para aquisição de imagens.....	64
Figura 4.4 - Avaliação das pinças lateral, tripude e da preensão cilíndrica	65
Figura 4.5 - Posicionamento das câmeras para aquisição de imagens	66
Figura 4.6 - Representação do posicionamento das mãos para registro em repouso dos movimentos de Flexão e Extensão	66

Figura 4.7 - Representação do posicionamento das mãos para registro em repouso dos movimentos de Abdução e Adução.....	67
Figura 4.8 - Representação esquemática exemplificando o cálculo para registro das imagens.....	67
Figura 4.9 - Representação esquemática do MAVA2D	67
Figura 4.10 - Representação da sequência para aquisição dos ângulos no Método de Análise de Variação Angular (MAVA2D).....	69
Figura 4.11 - Etapa de determinação dos ângulos.....	71
Figura 4.12 - Representação dos segmentos trapézio-I metacarpal (BC) e trapézio-II metacarpal (BA).....	72
Figura 4.13 - Exemplo de obtenção de imagens do sistema QTM do padrão de calibração segundo diferentes orientações e posições no volume de medição desejado (ilustrado na cor rosa). Incidências superior (a) e lateral (b) dos volumes calibrados; (c) e (d) detalhes de a e b respectivamente.....	74
Figura 4.14 - Posicionamento das câmeras visão superior (a) posicionamento da criança participante em relação as câmeras - visão lateral (b).....	74
Figura 4.15 - Posicionamento do tripé durante a aquisição de imagens.....	77
Figura 4.16 - Exemplo de fixação de um MPR	78
Figura 4.17 - Identificação dos MPRs	78
Figura 4.18 - Posicionamento dos MPR's utilizando a órtese EPAPI.....	79
Figura 4.19 - Marcador Passivo Reflexivo 1 <i>in situ</i> (MPR1).....	79
Figura 4.20 - Marcador Passivo Reflexivo 2 <i>in situ</i> (MPR2).....	80
Figura 4.21 - Marcador Passivo Reflexivo 3 <i>in situ</i> (MPR3).....	80
Figura 4.22 - Marcadores Passivos Reflexivos 4 <i>in situ</i> (MPR4)	81
Figura 4.23 - Marcadores Passivos Reflexivos 5 <i>in situ</i> (MPR5)	81
Figura 4.24 - Marcadores Passivos Reflexivos 6 <i>in situ</i> (MPR6)	83
Figura 4.25 - Marcadores Passivos Reflexivos 7 <i>in situ</i> (MPR7)	83
Figura 4.26 - Representação esquemática da aquisição dos dados do MAVA3D	84
Figura 4.27 - Determinação do segmento antebraço	85
Figura 4.28 – Ilustração esquemática da determinação de B1	86
Figura 4.29 – Determinação do segmento rádio-trapézio.....	87
Figura 4.30 - Ilustração esquemática da determinação do vetor $\vec{V1}$	88
Figura 4.31 - Ilustração esquemática da determinação de B2.....	90

Figura 4.32 - Rotação axial	92
Figura 4.33 - Posicionamento durante a dinamometria sem órtese e com órtese EPAPI.....	92
Figura 4.34 - Testes da Avaliação da habilidade manual	94

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 5.1 - Primeiro Teste MAVA2D	99
Gráfico 5.2 – Segundo Teste MAVA2D	100
Gráfico 5.3 – Terceiro Teste MAVA2D.....	100
Gráfico 5.4 - Descrição do tamanho dos seguimentos referente ao teste de repetitividade do método de posicionamento dos MPR's durante o MAVA3D	101
Gráfico 5.5 - Variações angulares da ATMC durante flexão/extensão MAVA2D.....	103
Gráfico 5.6 - Variações angulares da ATMC durante abdução/adução MAVA2D	104
Gráfico 5.7 - Variações angulares da ATMC executando as pinças (lateral e trípode) e preensão cilíndrica, durante incidências de Flexão/extensão, Abdução/adução e rotação axial	106

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 2.1 - Nomenclatura dos movimentos da ATMC.....	37
Quadro 3.1 - Principais métodos utilizados no estudo articular da mão	52
Quadro 3.2 - Estudos e métodos utilizados na terapia ortótica em Paralisia Cerebral.....	54
Quadro 4.1- Posicionamento das câmeras em relação à criança estudada	75
Tabela 4.1 - MAVA 2D.....	57
Tabela 4.2 - MAVA 3D.....	58
Tabela 4.3 - Dinamometria.....	58
Tabela 4.4 - Jebsen Taylor.....	59
Tabela 5.1 - Descrição dos participantes do estudo (n=32).....	96
Tabela 5.2 - Descrição dos resultados do MAVA2D	103
Tabela 5.3 - MAVA2D.....	104
Tabela 5.4 - Descrição dos resultados do MAVA3D	106
Tabela 5.5 - MAVA3D.....	107
Tabela 5.6 - Dinamometria.....	108
Tabela 5.7 - Descrição dos resultados do teste de função manual Jebsen-Taylor.....	109
Tabela 5.8 - Jebsen-Taylor	110

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
ADM	Amplitude de Movimento
AM	Amplitude Máxima
ATMC	Articulação Trapeziometacárpica
AVD	Atividade de Vida Diária
CO	Com uso da órtese
EPAPI	Órtese Extensora de Punho e Abdução do Polegar Inovada
Hz	Hertz
IF	Articulação Interfalangeana do polegar
IFD	Articulação Interfalangeana Distal dos dedos
IFP	Articulação Interfalangeana Proximal dos dedos
kgf	Quilograma força
LAM	Laboratório de Análise de Movimento
MAVA2D	Método de Análise de Variação Angular bidimensional
MAVA3D	Método de Análise de Variação Angular tridimensional
MCF	Articulação Metacarpofalangeana
mm	Milímetro
MPR	Marcadores Passivos Reflexivos
OMS	Organização Mundial de Saúde
PC	Paralisia Cerebral
PM	Ponto Médio
QTM	<i>Qualysis Track Manager</i>
S	Segundos
SO	Sem uso da órtese
MACS	Manual Ability Classification System

LISTA DE NOMENCLATURA

Letras latinas

X, Y, Z Eixos coordenados do espaço tridimensional

RESUMO

Na paralisia cerebral (PC), a mão e particularmente o polegar são afetados drasticamente impondo alto grau de disfunção aos indivíduos. A diminuição na amplitude de movimentos (ADM) da articulação trapézio-metacarpiana, as alterações na força muscular e na habilidade manual são os principais distúrbios nesta condição clínica. O tipo clínico espástico de PC avaliado neste estudo apresentou o perfil postural da mão hipertônica (flexão de punho e desvio ulnar, flexão dos dedos e polegar em adução). A terapia ortótica utilizada como uma parte importante na reabilitação da PC objetiva melhorar o padrão anatômico e funcional da mão. Neste estudo, uma órtese de extensão do punho e abdução do polegar inovada (EPAPI) foi desenvolvida para corrigir a mão hipertônica de 32 crianças (7,97 anos; 5-12) com hemiplegia espástica juntamente com um método para análise da ADM estática em 2D. A ADM dinâmica foi avaliada por estereofotogrametria. Ambas ADMs foram medidas durante atividades de pinças lateral, trípode e cilíndrica. Para a medida de força muscular e habilidade manual foram utilizados a dinamometria e o teste de Jebsen Taylor, respectivamente. Após o uso da órtese a variação angular estática aumentou entre 26 e 69%. O ganho articular pelo método dinâmico variou de 26 a 97%. O efeito positivo da órtese também foi observado nas medidas de força muscular (54%) e habilidade manual (8 a 23%). A caracterização destas variáveis definiu parâmetros quantitativos para avaliação do desempenho articular. Este estudo mostrou que é possível propor o emprego da técnica 2D em ambiente clínico. A combinação das metodologias utilizadas para avaliar a influência da EPAPI na melhora da mão hipertônica de crianças com PC pode propiciar avanços técnicos na projeção e manufatura de aparelhos ortóticos para esta condição clínica.

Palavras-chave: Órtese, medições 3D e 2D, habilidade manual, Bioengenharia.

1. INTRODUÇÃO

1.1 Justificativa

A mão é um órgão essencial para a interação do homem com o mundo físico. Sem a capacidade de executar os movimentos básicos da mão, como os movimentos tridimensionais do polegar denominados oposição e a contra-oposição em relação 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 (SCHIEBER e SANTELLO, 2004). Estas inabilidades afetam drasticamente as relações sociais e qualidade de vida dos seres humanos. Dentre os movimentos mais realizados pela mão, particularmente pelo polegar, estão as pinças lateral e trípode e a preensão cilíndrica, todas envolvendo a articulação trapézio-metacárpica (ATMC). (MACPHEE *et al.*, 1987; PONS *et al.*, 2004). Em indivíduos com lesões cerebrais, especialmente na paralisia cerebral (PC), a mão é afetada gerando alto grau de incapacidade. O tipo clínico espástico de topografia hemiplégica manifesta-se predominantemente pelo perfil postural das articulações da mão. Este perfil caracteriza-se por flexão e desvio ulnar de punho, flexão de dedos, adução da ATMC e flexão das articulações metacarpofalangeanas (MCF) e interfalangeanas (IF) do polegar, também definindo como padrão flexor ou mão hipertônica (HOUSE *et al.*, 1981; WILTON, 2003). Esta postura da mão prejudica a maioria dos movimentos finos particularmente aqueles exercidos pelas articulações do polegar, principalmente a ATMC, que é responsável pela execução de pinças e preensões (COONEY *et al.*, 1981; KUO *et al.*, 2003; SCHIEBER e SANTELLO, 2004; KUO *et al.*, 2009).

Os principais objetivos das abordagens terapêuticas são prevenir deformidades, reverter disfunções patológicas e melhorar a habilidade manual. Essas abordagens se baseiam em um grande número de testes funcionais, que definem os níveis de incapacidade. Os procedimentos cirúrgicos, farmacológicos e reabilitacionais associados ou não com órteses contribuem para atenuar as deficiências (RONDINELLI *et al.*, 1997; BOYD *et al.*, 2001; VALERO-CUEVAS, 2005). A grande demanda de indivíduos com PC é reduzir as inabilidades que geram alto grau de incapacidade.

De acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) o qualificador de capacidade descreve a aptidão de um indivíduo para executar uma tarefa ou uma ação. Este conceito visa indicar o nível máximo provável de funcionalidade que a pessoa pode atingir num dado momento. A capacidade é influenciada por funções do corpo como a facilidade de movimento e estabilidade de uma articulação, controle do movimento voluntário, com a força gerada pela contração de um músculo ou de grupos musculares (OMS, 2003). Nesse contexto, é importante mencionar que evidências indicam que características como a capacidade de geração de força muscular, a implementação das Amplitudes de Movimentos (ADMs) e habilidade desempenham papel importante na função motora de crianças com PC (DAMIANO *et al.*, 2001; ARNOULD *et al.*, 2007).

As órteses para as mãos são aparelhos terapêuticos que proporcionam melhoras em vários parâmetros anátomo-funcionais. Dentre estas, são observadas o incremento de força muscular (CROCKER *et al.*, 1997; VAZ *et al.*, 2006), de ADMs passivos em articulações rígidas, melhora da dor, crescimento harmônico de estruturas pericapsulares, diminuição do tônus muscular (LAW e KING, 1993; KINGHORN e ROBERTS, 1996; WILTON, 2003), controle dos ângulos de atuação articular e maior estabilidade (FORD *et al.*, 2003; WEISS *et al.*, 2004), envio de informações neuronais do movimento mais eficiente e consequentemente maiores interações com o meio (LAW *et al.*, 1991; BOYD *et al.*, 2001).

Estudos sugerem a necessidade de avaliar os ângulos de atuação dos movimentos executados por crianças com PC que apresentam o padrão da mão hipertônica (KINGHORN e ROBERTS, 1996; CADENHEAD *et al.*, 2002). Avaliações qualitativas dos efeitos do uso de órteses têm demonstrado seu benefício por meio de testes de padrões funcionais e escalas de avaliação de tônus (TONA *et al.*, 1993; BOYD *et al.*, 2001). No entanto, medições quantitativas do ganho de amplitudes articulares resultantes do uso de órteses poderão revelar o nível, tanto estático quanto dinâmico, da alteração motora durante e execução do movimento (WATERS e VAN HEEST, 1998). A partir da caracterização destes ângulos torna-se possível definir parâmetros que serão utilizados no projeto e confecção de órteses; em indicações cirúrgicas e avanços tecnológicos de próteses envolvendo o polegar e a funcionalidade manual.

A órtese extensora de punho e abdução de polegar (EPAP), em uso clínico desde 1996 (BARROSO *et al.*, 1999), foi inovada para este estudo recebendo a denominação de órtese extensora de punho e abdução de polegar inovada (EPAPI).

Um importante recurso disponibilizado pela bioengenharia é o monitoramento geométrico que analisa no plano bidimensional (CHAO *et al.*, 1976; COONEY *et al.*, 1977; VERGARA *et al.*, 2003) ou no espaço tridimensional (COONEY *et al.*, 1981; GORDON *et al.*, 1991; HOLLISTER *et al.*, 1992; GIURITANO *et al.*, 1995) o comportamento motor humano. Estas avaliações possibilitam o desenvolvimento de modelos que possam ser utilizados na compreensão dos movimentos articulares, dos membros e do corpo humano como um todo. Estudos recentes envolvendo o controle geométrico 3D por meio da técnica estereofotogrametria utilizaram a metodologia de posicionamento dos Marcadores Passivos Reflexivos (MPRs) (BERNMARK e WIKTORIN, 2002; KUO *et al.*, 2002; KUO *et al.*, 2003; YOKOGAWA & HARA, 2004; GOUBIER *et al.*, 2006). Barroso, (2007) caracterizou tridimensionalmente, utilizando também a técnica da estereofotogrametria, ângulos funcionais das articulações do polegar em especial a ATMC durante a execução das pinças lateral e trípode e a preensão cilíndrica em participantes assintomáticos. No entanto, as técnicas disponíveis para o controle geométrico tridimensional, amplamente difundidas em engenharia (máquinas de medição por coordenadas, escaners LASER e estereoscopia, entre outras) são pouco aplicáveis em ambientes clínicos, uma vez que a tecnologia disponível depende de aparatos de alto custo e complexa manipulação (VECCHIO, 2006). Outros fatores proibitivos é o tempo gasto na medição, o que implicaria na imobilização da parte estudada por períodos longos, além da impossibilidade de medições com contato em regiões laceradas. Para contornar essas limitações, outras técnicas ópticas podem se aplicadas objetivando simplificação dos procedimentos e redução de custos.

Como mencionado anteriormente, a funcionalidade envolve a capacidade de executar ADM, força muscular e habilidade. Portanto, além da medição da variação angular por meio do processamento de imagens, dois outros parâmetros (força muscular e habilidade manual) podem ser avaliados por meio da dinamometria e teste de função manual Jebsen Taylor, respectivamente. A técnica da dinamometria vem sendo utilizada para medir o desempenho muscular em crianças com PC (KRAMER *et al.*, 1994; DAMIANO e ABEL, 1998; ARNOULD *et al.*, 2007) uma vez que diversos estudos reportaram déficits de força muscular neste grupo (DAMIANO, *et al.*, 2001; DODD *et al.*, 2002; VAZ *et al.*, 2006; ENGSBERG *et al.*, 2007). Também existem evidências que o desempenho de força tem impacto positivo na função dos membros superiores em PC (DAMIANO e ABEL 1998; DODD *et al.*, 2002; VAZ *et al.*, 2006).

O teste Jebsen Taylor de Função Muscular (JEBSEN *et al.*, 1969) foi originalmente desenvolvido para a população adulta consistindo da medida de tempo gasto para completar tarefas similares às do cotidiano e posteriormente adaptado e padronizado para a população infantil, incluindo crianças com PC (TAYLOR *et al.*, 1973).

Este estudo teve o objetivo de avaliar quantitativamente o efeito da órtese EPAPI na variação angular estática e dinâmica, força muscular e habilidade manual em crianças com PC tipo espástico hemiplégico com e sem órtese. Para este propósito foram utilizados métodos de aquisição e processamento de imagens 2D e 3D, dinamometria e teste de habilidade manual Jebsen Taylor. A partir da comparação dos resultados que avaliaram a utilização da órtese EPAPI pretende-se propor a utilização da medição 2D em ambiente clínico. Espera-se também, que a implementação deste conjunto de abordagens inovadoras proporcione avanços tecnológicos na confecção de órteses com consequente melhora nos aspectos biopsicosocial de indivíduos com PC.

1.2 Objetivo geral

- Avaliar os efeitos funcionais da órtese EPAPI em paralisia cerebral e a eficácia de um novo método de análise de variação angular bidimensional.

1.3 Objetivos específicos

- Verificar a influência da órtese extensora de punho e abdução de polegar inovada (EPAPI) em parâmetros funcionais neuromotores (amplitude de movimento, força muscular e habilidade manual) em crianças com PC tipo espástico hemiplégico;
- Determinar a exequibilidade do uso de um novo sistema bidimensional em ambiente clínico quanto à confiabilidade, custo, redução do espaço físico, portabilidade e minimização de complexa manipulação;
- Realizar medições angulares bi e tridimensionais da articulação trapézio-metacarpiana durante as pinças lateral e tripode e preensão cilíndrica executados por crianças com PC tipo espástico hemiplégico;
- Avaliar a repetitividade do posicionamento dos marcadores de sistemas de medição óptico bi e tridimensional;
- Padronizar uma metodologia de avaliação de funcionalidade por meio de sistemas de medições ópticos bidimensional e tridimensional, dinamometria e teste de função manual.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 – Aspectos Funcionais da Mão

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 e 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 neuro-motoras da mão e possibilitado o desenvolvimento de técnicas com funções substitutivas em caso de lesões.

2.2 - 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.2.1). Conectados a estes, cinco ossos metacarpais 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.

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).

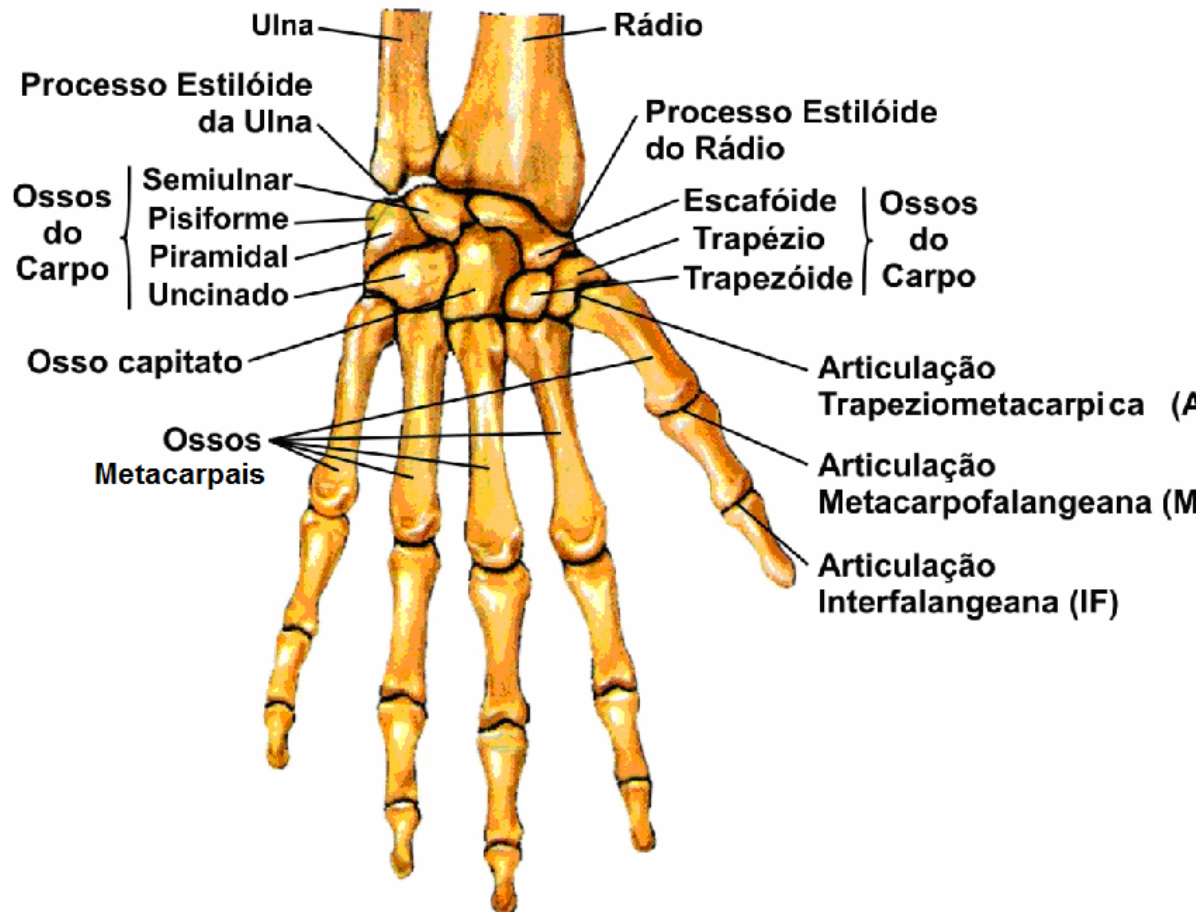


FIGURA 2.1 - Anatomia da mão: ossos do carpo e metacarpais

FONTE - PUTZ e PABST, 2000.

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 metacarpais dos dedos anular e mínimo. O arco longitudinal é composto, em cada um dos dedos, pelos metacarpais 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 (FIG. 2.2).

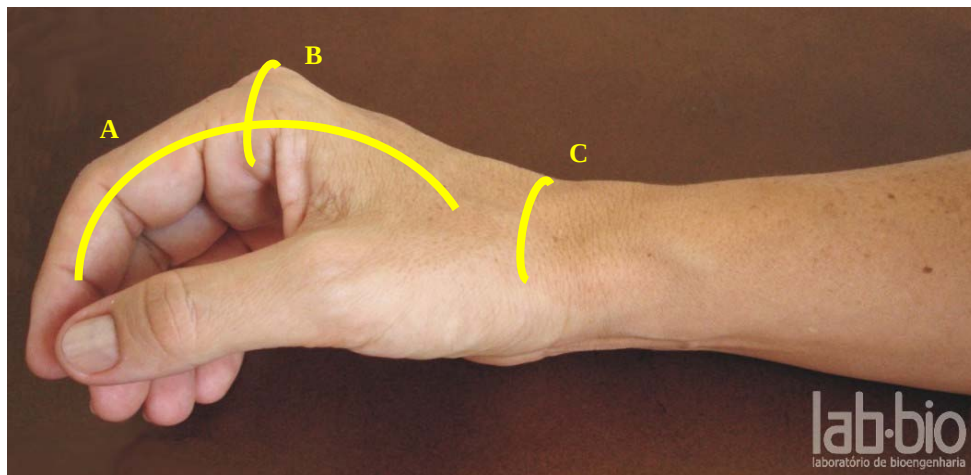


FIGURA 2.2 - Arcos da mão. (A) Arco longitudinal; (B) arco transverso distal; (C) arco transverso proximal.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

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 metacarpofalangeana (MCF) e interfalangeana (IF) do polegar possuem pregas palmares, evidenciando os locais onde os movimentos de flexão ocorrem (TUBIANA *et al.*, 1996) (FIG. 2.3).

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 favorece o fechamento ou flexão dos dedos, e a flexão do punho facilita ou favorece a abertura dos dedos.

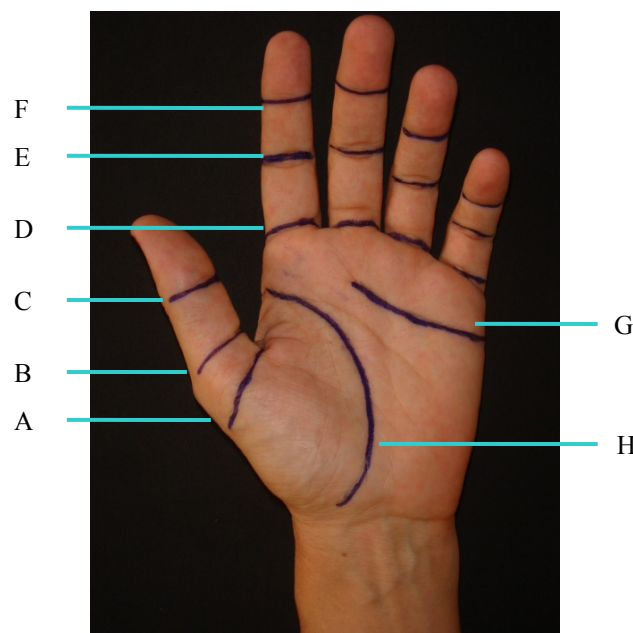


FIGURA 2.3 – Pregas da mão: (A) e (B) pregas de flexão da MCF do polegar; (C) prega de flexão da IF do polegar; (D) prega de flexão da MCF dos dedos; (E) prega de flexão da IFP; (F) prega de flexão da IFD; (G) prega de flexão da MCF; (H) Prega tenar.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

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 (FIG. 2.4).

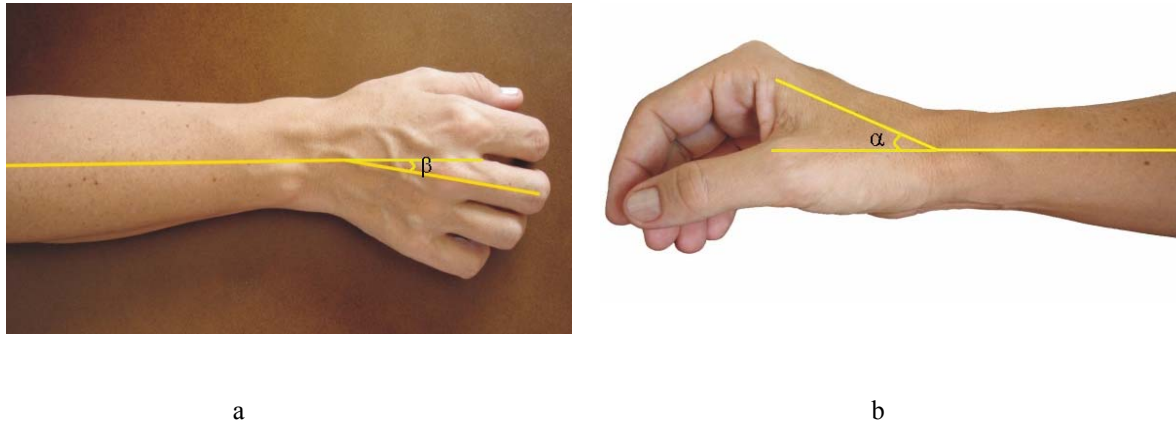


FIGURA 2.4 – (a) Desvio ulnar do punho de $\beta=14^\circ$ e (b) Extensão do punho de $\alpha=20^\circ$

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

A posição funcional dá a melhor oportunidade para a mão interagir com o cérebro que a controla, pois, a mão tem uma representação cortico-sensório-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).

2.3 - 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 transversal são todos em ângulos retos entre si (FIG. 2.5) (TORTORA e GRABWSKI, 2002).

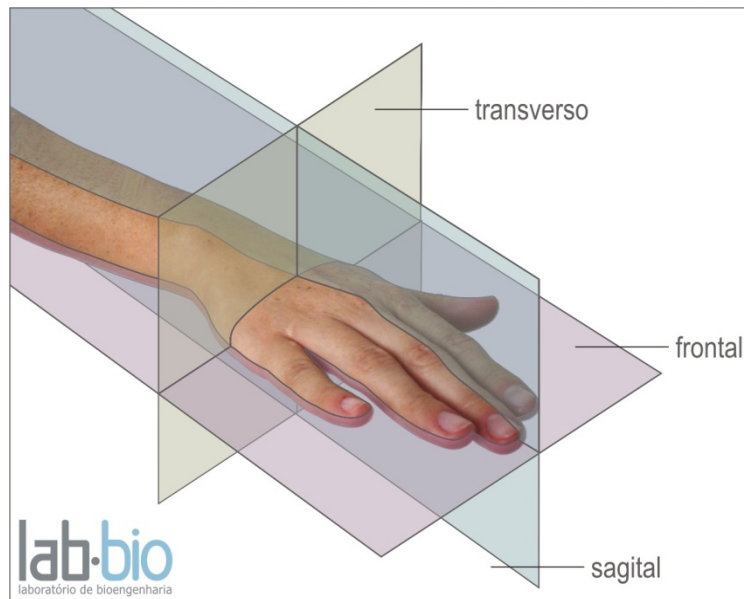


FIGURA 2.5 - Planos Anatômicos

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

Graus de liberdade referem-se às diferentes maneiras na qual um segmento articulado pode mover-se.

2.4 - 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. 2.6.

Os movimentos de abdução/adução e flexão/extensão da ATMC 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 metacarpal (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 e 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 2.6 – Articulações do polegar

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

De acordo com a descrição anatômica clássica da ATMC (FIG.2.6), as superfícies da articulação se assemelham a uma sela (NETTER, 2000; PUTZ e PABST, 2000; FIELD, 2001; CALAIS-GERMAIN, 2002). As superfícies recíprocas, côncavo-convexas do trapézio e do primeiro osso metacarpal, 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 (FIG.2.7).

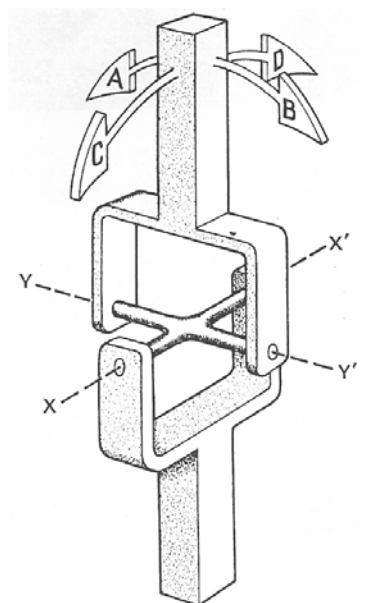


FIGURA 2.7 - Representação esquemática do movimento de uma junta universal.

Assumindo a parte inferior fixa, a parte superior pode executar dois tipos de movimentos elementares sobre os movimentos de eixo XX, no plano perpendicular à direção de A ou B, sobre os movimentos YY eixo no plano perpendicular à direção C ou D e os movimentos em graus variados combinando os movimentos elementares.

FONTE: Kapandji, 1980, adaptado de GOUBIER, 2007.

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, discreta rotação axial. A saliência começa imediatamente perto da base do segundo metacarpo 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 metacarpo. A superfície medial convexa do trapézio encaixa bem com o aspecto côncavo da extremidade proximal do primeiro metacarpo e também acarreta rotação axial limitada (COONEY *et al.*, 1981).

A geometria das superfícies das articulações entre o trapézio e o metacarpo 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 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.2.8). Na posição de total adução e total flexão, existe contato estreito das superfícies articuladoras do primeiro metacarpal e trapézio e, sob estas condições, as rotações do primeiro metacarpal 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 metacarpal de tal maneira que durante flexão do primeiro metacarpal existe simultânea rotação medial, enquanto durante a extensão ocorre rotação lateral do metacarpal. Rotação do primeiro metacarpal, isolado de outros movimentos, pode ocorrer somente quando este osso esta articulando com a parte do meio da saliência central do trapézio.



FIGURA 2.8 - Anatomia da ATMC.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

2.5 - Pinças

De acordo com MacFee (1987) e Pons *et al.*(2004) as pinças e preensões mais comumente usadas nas atividades cotidianas são as denominadas 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 e 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 (FIG. 2.9) (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 e WHITE, 1997; 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 2.9 - Pinça lateral

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

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 (FIG. 2.10).



FIGURA 2.10 - Pinça Trípode

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

A pinça cilíndrica é definida por Tubiana *et al.* (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 (FIG. 2.11). 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 hipotenares ativos que se originam nestes ligamentos (CLARK *et al.*, 1998; NORKIN e WHITE, 1997; NORKIN, 2001; PEDRETTI e EARLY, 2005).



FIGURA 2.11 - Pinça Cilíndrica

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

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.

2.6 - Nomenclatura dos movimentos da articulação trapézio-metacarpiana (ATMC)

Os movimentos da ATMC devem ser definidos inicialmente para melhorar a clareza dos capítulos que se seguem tendo em vista a controversia na literatura. O quadro abaixo apresenta as classificações anglo-saxônica e a francesa ambas aceitas pela IFSSH (Federação Internacional das Sociedades de Cirurgia da Mão) (KAPANDJI, 2001). Usaremos a nomenclatura anglo-saxônica por esta ser a mais utilizada em publicações científicas (QUADRO 2.1). De acordo com esta nomenclatura, o movimento de flexão da ATMC traz a polpa do polegar em direção à base do quinto dedo (dedo mínimo), sendo a extensão o retorno deste. O movimento de abdução ocorre quando a ATMC abre o primeiro espaço interdigital projetando-se ortogonalmente ao plano perpendicular ao da palma da mão e a adução é a reversão deste movimento. A abdução palmar é um movimento de abertura que ocorre no plano da palma da mão onde o polegar encontra-se lateralmente ao segundo metacarpal e adução palmar o retorno deste movimento. A rotação axial ocorre em torno do eixo longitudinal do polegar. E a circundução é definida pela totalidade da amplitude rotacional do polegar, combinando os movimentos anteriores (FIG. 2.12).

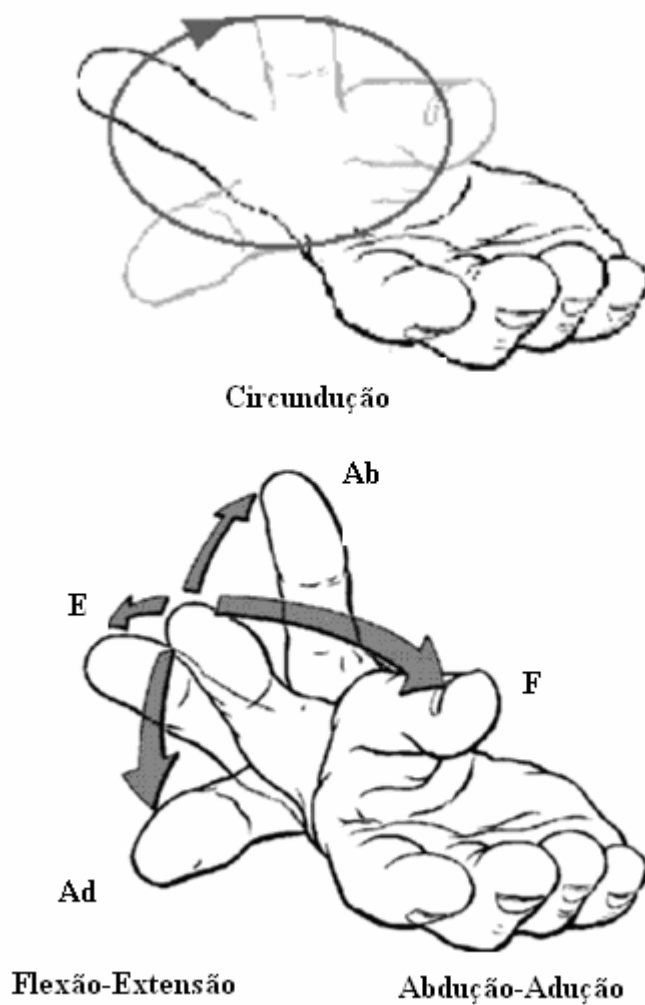


FIGURA 2.12 - Descrição dos movimentos da ATMC. Flexão (F), Extensão (E), Abdução (Ab) e Adução (Ad) e circundução.

FONTE: Adaptado de KAPANDJI, 1986

QUADRO 2.1 – Nomenclatura dos movimentos da ATMC

Nomenclatura anglo-saxônica	Nomenclatura Francesa
Flexão	Oposição
Extensão	Contra-oposição
Abdução	Anteposição
Adução	Retroposição
Rotação axial	Pronação – supinação
Abdução palmar	Abdução
Circundução	Circundução

FONTE: Adaptado de GOUBIER, 2007.

2.7 - Paralisia Cerebral

Paralisia cerebral (PC) é definida como uma encefalopatia não progressiva com etiologia pré, peri ou pós-natal. É uma disfunção predominantemente sensoriomotora, apresentando distúrbios no tônus muscular, postura e movimentação voluntária. Esta patologia ocorre no período onde a criança se apresenta em ritmo acelerado de desenvolvimento, podendo comprometer o processo de aquisição de habilidades. Tal comprometimento pode interferir no desempenho funcional da criança, dificultando a realização de tarefas e atividades normalmente realizadas por crianças com desenvolvimento típico (LIMA e FONSECA, 2004). No Brasil, estima-se que a cada 1.000 crianças que nascem, 7 apresentam PC (MANCINI *et al.*, 2004). Um índice ligeiramente maior que os encontrados nos países desenvolvidos (1,5 a 5,9/1.000 EUA; MANCINI *et al.*, 2004).

2.7.1 - Classificação

Os distúrbios motores são normalmente diferenciados e classificados de acordo com o tipo e a localização da alteração motora, com o grau de acometimento, nível de independência para atividades diárias, características clínicas de tônus muscular e com os movimentos involuntários. A classificação etiológica tem pouca utilidade, visto que um mesmo fator pode gerar quadros clínicos diversos.

As características clínicas podem ser divididas em espásticas (hemiplégica, diplégica, quadriplégica), discinéticas, atáxicas, hipotônicas e mistas. É importante ressaltar que a espasticidade é um acometimento neurológico que gera desequilíbrio da contração muscular e consequente alteração do tônus. Atua comprometendo a realização das tarefas diárias, limitando a funcionalidade dos membros afetados e gerando hipertonidade. Geralmente a espasticidade não está presente durante o primeiro ano de vida tornando-se mais severa durante o segundo e o terceiro ano, quando normalmente se estabiliza, após essa idade a piora dos sintomas se deve ao aparecimento de deformidades, contraturas e rigidez (LIMA e FONSECA, 2004; TROMBLY e RADOMSKI, 2005).

Classificam-se topograficamente como hemiplegia o envolvimento unilateral dos membros superiores e inferiores, a forma quadriplégica quando há comprometimento dos quatro membros, com o predomínio dos membros superiores, e

diplégica, quando há comprometimento maior dos membros inferiores. Além disso, a variabilidade do quadro clínico nos primeiros anos de vida dificulta o diagnóstico, como, por exemplo, crianças hipotônicas nos primeiros meses de vida que podem evoluir para a forma espástica (LIMA e FONSECA, 2004).

Crianças com a topografia hemiplégica espástica compuseram a população avaliada para este estudo. A hemiplegia espástica compreende cerca de 25 a 40 % dos casos de PC (FIG. 2.13) (PIOVESANA, 2002).

2.7.2 - Hemiplegia infantil



FIGURA 2.13 – Hemiplegia infantil

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

A hemiplegia repercute em recrutamento muscular inadequado, prejuízo sensorial e posturas estereotipadas (SAMIA *et al.*, 2006; BRANDÃO, 2007). Essas crianças estão propensas a apresentar fraqueza muscular, alterações sensoriais, encurtamento muscular, espasticidade e desuso do membro afetado que, em diferentes combinações e intensidades, podem interferir nas tarefas de alcance, prensão, soltar e agarrar, que são importantes para a manipulação de objetos, contribuindo para o quadro de alterações da funcionalidade e destreza manual (FIG. 2.13). Este conjunto de alterações leva a criança com hemiplegia ao uso do lado não afetado (NAYLOR e BOWER, 2005; BRANDÃO, 2007).

2.7.3 - Principais Deformidades nas mãos de crianças com Paralisia Cerebral

Podemos observar algumas das deformidades que se instalam nas mãos de crianças com paralisia cerebral na FIG. 2.14 a e 2.14 b (ARNER *et al.*, 2008), por exemplo:

- Flexão de punho (FIG.2.14 a e b);
- Adução da ATMC (diminuição do primeiro espaço interdigital (HOUSE *et al.*, 1981) (FIG.2.14 a e b);
- Polegar em deformidade em “Z”(FIG.2.14 b);
- Desvio ulnar do carpo (ou punho) (FIG.2.14 b);
- Deformidade ligamentar em hiperextensão da articulação interfalângica proximal (IFPs) dos dedos denominada “pescoço de cisne” (FIG.2.14 b);
- Flexão do cotovelo;
- Pronação do antebraço (FIG.2.14 a e b);
- Hiperextensão das articulações metacarpofalangeanas (MCFs) (FIG.2.14 b);



(a)



(b)

FIGURA 2.14 – Padrões posturais em mãos afetadas pela PC.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

2.7.4 - Principais tratamentos na Paralisia Cerebral

O tratamento medicamentoso limita-se, em geral, ao uso de anticonvulsivantes, quando necessários e mais raramente medicamentos psiquiátricos para tentar o controle dos distúrbios afetivos-emocionais e da agitação psicomotora ligada à deficiência mental (LIMA e FONSECA, 2004).

Os bloqueios neuromusculares com álcool, fenol e anestésicos locais têm sido utilizados há anos. Atualmente, a toxina botulínica, em casos selecionados, tem demonstrado utilidade na prevenção de deformidades secundárias à espasticidade, modificando a qualidade de vida das crianças com PC (LIMA e FONSECA, 2004).

O tratamento cirúrgico envolve cirurgias ortopédicas de deformidades e para estabilização articular, que devem ao mesmo tempo preservar e/ou implementar a função e aliviar a dor (LIMA e FONSECA, 2004).

A reabilitação admite múltiplas possibilidades que abrangem abordagens terapêuticas ocupacionais, fisioterápicas, fonoaudiológicas, psicológicas e outros. Devem-se estabelecer quais as prioridades de tratamento para cada criança em cada época do desenvolvimento (LIMA e FONSECA, 2004).

Durante a avaliação terapêutica ocupacional observa-se, enquanto a criança brinca, sociabilidade, tônus muscular, capacidade de estabelecer controle seletivo de movimentos, realização de mudanças posturais, efetividade das reações de equilíbrio e retificação corporal, desempenho funcional de membros superiores e inferiores, coordenação visomotora, habilidades cognitivas, integração das funções sensoriais e padrão observado durante a preensão, bem como a necessidade de orteses, tecnologia assistiva, incluindo dispositivos de suporte e cadeiras de rodas (LIMA e FONSECA, 2004).

2.8 - Intervenção terapêutica ocupacional em paralisia cerebral para membros superiores por meio de órteses

A “*International Organization for Standardization*”, citada por Teplicky *et al.* (2002), define como órteses dispositivos aplicados externamente, utilizados para modificar as características estruturais e funcionais dos sistemas neuro-músculo-esquelético por meio da aplicação de forças sobre o corpo. No entanto, na prática clínica, os termos gesso, talas, aparelhos ortopédicos ainda são comumente utilizados.

2.8.1 - Princípios Básicos de confecção de órteses para os membros superiores

Durante a confecção de uma órtese, deve-se considerar a anatomia da mão e as variedades anatômicas de cada indivíduo. Os conceitos relacionados com as estruturas anatômicas envolvem os ossos, as articulações, os ligamentos e os arcos da mão.

Considerando as estruturas ósseas devemos sempre observar suas proeminências: processo estilóide ulnar, processo radial, pisiforme, cabeça dos metacarpais e base do primeiro metacarpal. As proeminências são áreas susceptíveis às lesões porque o tecido subcutâneo na região é menos denso (SWANSON, 1990). Além disso, existe o conceito de dupla obliquidade (FIG.2.15) referente a dois aspectos da arquitetura óssea da mão, que engloba dois fatores:

- Diminuição progressiva do tamanho dos ossos metacarpais do lado radial para o lado ulnar que deve ser considerada quando a órtese é confeccionada;

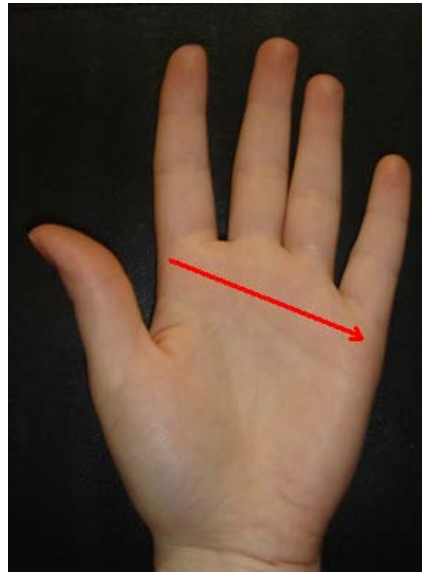


FIGURA 2.15 - Representação da dupla obliquidade

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

- Mobilidade do primeiro, quarto e quinto metacarpais e a imobilidade do segundo e terceiro metacarpal, que leva ao movimento modificando dos arcos da mão (FESS, 1987; DUNCAN, 1989).

Quanto aos ligamentos, sabe-se que cada articulação é estabilizada por estes. A solicitação de forças acima da capacidade dos ligamentos pode causar estresse nas estruturas periarticulares, e consequentes lesões, inflamações e até mesmo ruptura dos tecidos ligamentares.

Teixeira *et al.* (2003) descreve os 3 arcos da mão, exemplificados anteriormente neste capítulo (FIG. 2.2). O conhecimento do comportamento destes torna-se fundamental, pois os mesmos devem ser preservados durante a confecção e uso das órteses evitando a perda do arqueamento correto e funcional da mão.

Como citado anteriormente, as pregas palmares da mão são pontos de referência de superfícies importantes por sinalizarem os locais onde ocorrem os movimentos de flexão articular (TUBIANA *et al.*, 1996). Devido a este fator, elas se tornam pontos de orientação para o terapeuta confeccionar a órtese cobrindo ou não a prega correspondente à articulação abordada.

As considerações cinesiológicas que dizem respeito ao movimento da mão e à proporção de força exercida para que o movimento seja realizado, envolvem os princípios cinemáticos e cinéticos. Os princípios cinemáticos são relacionados aos

movimentos e não à força necessária para a realização do movimento. Significa a diferença da qualidade entre a mão em repouso e em movimento. E o princípio cinético considera forças dinâmicas existentes entre a mão e a órtese; pressupondo a proporção entre a diferença da mão em repouso e em movimento.

Algumas considerações devem ser levadas em conta:

- Nunca imobilizar uma articulação desnecessariamente;
- Cuidados para não comprimir o ducto venoso.

As órteses se agrupam de acordo com seus objetivos, configurações, origem de força, material e se classificam de acordo com o propósito de sua aplicação (LUZO, MELLO, CAPANEMA, 2004).

2.8.2 - Benefícios das Órteses

A indicação de órteses em tratamentos de indivíduos com alterações neurológicas tem sido uma estratégia utilizada como forma de auxílio ao tratamento realizado. Elas controlam, preservam, modificam e aumentam a mobilidade objetivando corrigir desvios e contraturas articulares, retrações tendinosas e dessa maneira, proporcionar tratamentos menos dolorosos, mais modernos e períodos de recuperação muitas vezes mais curtos.

Quando associadas aos exercícios e atividades terapêuticas, propiciam um processo de reabilitação mais eficaz e resultados finais mais satisfatórios (LUZO, MELLO, CAPANEMA, 2004).

2.8.3 - Materiais utilizados para confecção de órteses

Atualmente vários materiais são indicados para a confecção de órteses incluindo os termoplásticos, o gesso tradicional, o gesso sintético e materiais mais flexíveis como neoprene, couro e tecidos. As características destes diferem quanto à rigidez, flexibilidade, memória, conformabilidade, durabilidade, acabamento, resistência e auto-aderência (ASSUMPÇÃO, 2005; FERRIGNO, 2007).

Especificamente, os termoplásticos (derivado de *thermos* – calor e *plasso* – conformação, forma) são solúveis e fusíveis, portanto, maleáveis. Sendo que, quando aquecidos, permitem que as suas moléculas livres deslizem umas sobre as outras durante um processo de moldagem. Após arrefecerem, fixam-se na posição final, ou

seja, são materiais que se tornam moldáveis quando aquecidos e rígidos depois de arrefecidos.

O neoprene[®] (ou neopreno), material também indicado para a confecção de órteses, é o nome comercial de um elastômero sintético policloropreno, polímero do cloropreno. Compõe-se pela combinação de uma fatia de borracha expandida sob alta pressão e temperatura, que quando vulcanizada é revestida com tecido dos dois lados ou de apenas um lado. Suas principais características são: flexibilidade, elasticidade, resistência e proteção térmica.

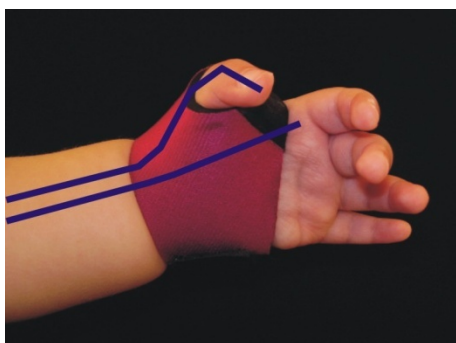
O material a ser usado para confecção de órteses será escolhido conforme seu objetivo condições do paciente como, por exemplo, as que têm como finalidade posicionar o polegar para proteger as articulações ATMC e MCF durante a realização da pinça (FERRIGNO, 2007). Ford *et al.* (2003) descreve a órtese que associa neoprene[®] e termoplástico em sua confecção como órtese híbrida. Esta foi desenvolvida para atender a demandas específicas de traumas em polegares de atletas que praticam esportes utilizando bola. A lesão aguda mais comumente relatada nestes casos, ocorre no ligamento denominado placa volar quando o movimento de hiperextensão é exacerbado. Em crianças com PC ocorre a lesão crônica do mesmo ligamento desenvolvendo a deformidade denominada “polegar em Z” que se apresenta em hiperextensão da MCF e flexão da IF do polegar. Quando a lesão ocorre nos demais dedos, desenvolve-se a hiperextensão das articulações IFP e flexão das IFD, recebendo a denominação de deformidade em “pescoço de cisne”.

Colditz (2000) e Weiss *et al.* (2004) relatam que órteses híbridas associam a combinação da rigidez do termoplástico e a flexibilidade do neoprene[®] promovendo assim, melhoras funcionais relacionadas ao alívio da dor, à mínima restrição aos movimentos, ao melhor desempenho de força muscular durante a execução de pinças e preensões, às possibilidades de ajustes dinâmicos durante a solicitação de manipulação de objetos de tamanhos variados e à maior estabilidade e conforto.

2.8.4 - Tipos de órteses indicados para Paralisia Cerebral

As órteses frequentemente prescritas para as disfunções manuais da PC são:

1 - Órtese para abdução de primeiro espaço (GOODMAN e BAZYK, 1991; FERRIGNO, 2007) (FIG. 2.16):



a



b

FIGURA 2.16 – (a) Órtese para abdução de primeiro espaço interdigital em neoprene; (b) Órtese para abdução de primeiro espaço interdigital em termoplástico.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

- Órtese para extensão de punho (STERN *et al.*, 1994; WILTON, 2003; ASSUMPÇÃO, 2005; FERRIGNO, 2007) (FIG. 2.17a). Órtese para extensão de punho e abdução de polegar (WILTON, 2003; ASSUMPÇÃO, 2005) (FIG. 2.17b):



a



b

FIGURA 2.17 – (a) Órtese para extensão de punho em termoplástico; (b) Órtese para extensão de punho em neoprene.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

Órtese de posicionamento de punho, dedos e polegar (LANIN *et al.*, 2003; WILTON, 2003; FERRIGNO, 2007) (FIG. 2.18):

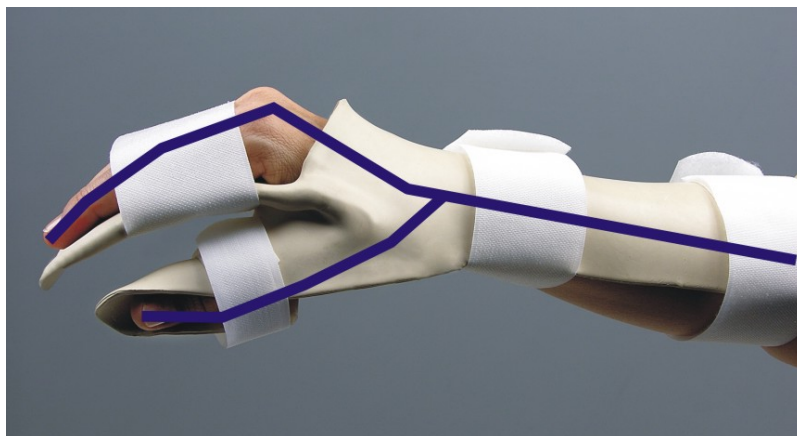


FIGURA 2.18 – Órtese para posicionamento de punho e dedos em termoplástico.
FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

Órtese em oito (FERRIGNO, 2007) (FIG.2.19):

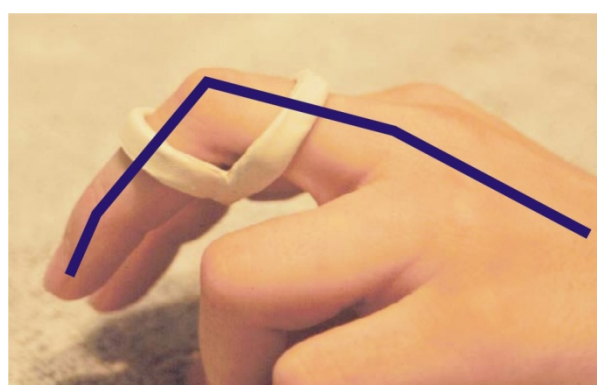


FIGURA 2.19 – Órtese em oito para evitar hiperextensão da IFP em termoplástico.
FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010

A órtese extensora de punho e abdução de polegar inovada (EPAPI) é uma modificação do modelo já existente citado por Wilton *et al.* (2003) e Teplicky *et al.* (2002). A órtese EPAPI (Patente Nº PI 0600561-6) do tipo híbrida, associa a combinação de neoprene® e termoplástico promovendo maior flexibilidade, funcionalidade e possibilidades de ajustes dinâmicos vantagens descritas por Wilton *et al.* (2003), Ford *et al.* (2003), Teplicky *et al.* (2002) e Weiss *et al.* (2004).

Com base na fundamentação teórica exposta acima e considerando que a funcionalidade manual envolve força muscular, amplitude de movimento e habilidade,

os métodos utilizados foram baseados nas características da população estudada e nas particularidades da ATMC.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 – Métodos desenvolvidos para análise dos movimentos da ATMC

Os movimentos da ATMC tem sido objeto de investigação e publicações que remontam ao século XIX como aqueles de Fick (1854); Du Bois Reymond (1895, 1896); Fick (1911); Haines (1944) mencionados por Napier (1955). Em seu estudo Napier, utilizando cadáveres pretendeu associar a forma e a função da ATMC aos movimentos de oposição em atividades de preensão.

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 medições 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 *et al.* (1981) e Goubier *et al.* (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 medição da ATMC geralmente se baseiam na utilização de tais instrumentos por serem de baixo custo e fácil manuseio.

Os estudos datados da década de setenta, começaram com os trabalhos de Chao *et al.* (1976) e Cooney e 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) mensurando as ADMs da ATMC, utilizando tecnologia em 3D. 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 sequência destas investigações Cooney *et al.* (1981) mediram 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 metacarpal.

Outros avanços foram alcançados com os estudos de simulação computadorizada (GORDON *et al.*, 1991; GIURITANO *et al.*, 1995) e anatômicos de Hollister *et al.* (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 *et al.* (2001) utilizaram a tomografia computadorizada em cadáveres para medir a cinemática articular nas superfícies do radio 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 *et al.* (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 *et al.*

(2004) desenvolveram um padrão de mapeamento das áreas com degenerações da ATMC, *in vivo* e em cadáveres, utilizando um modelo computadorizado tridimensional medindo a severidade de osteoartrite.

A técnica de estereofotogrametria, primeiramente desenvolvida para captura de imagens cinematográficas, foi utilizada por Tittiranonda *et al.* (1999) para avaliação angular do punho na atividade de digitação. Posteriormente, Kuo *et al.* (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 e WIKTORIN, 2002). Esta técnica também possibilitou o estudo de detalhes de movimentos imperceptíveis durante a execução de pinça de precisão (YOKOGAWA e 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*, utilizando dados de estereofotogrametria por meio de marcadores. 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.

A estereofotogrametria também foi utilizada para avaliar as ADMs máximas da ATMC utilizando uma órtese com marcadores reflexivos passivos (MPRs) imobilizando todas as articulações da mão exceto a ATMC (GOUBIER *et al.*, 2006). Posteriormente Barroso *et al.* (2006), também por meio da estereofotogrametria, determinaram os ângulos funcionais desenvolvidos durante a execução de pinças e preensões, defendendo a idéia que em lesões da ATMC, é mais importante medir funcionalidade que as ADMs. Goubier *et al.* (2009) avaliaram cento e um participantes

saudáveis, somando duzentas mãos, objetivando apresentar um padrão normal das ADMs da ATMC. Domalain *et al.* (2010) propôs a inclusão em modelagens biomecânicas da ATMC a avaliação dos momentos passivos globais medindo as ADMs de abdução/adução e vários ângulos de extensão (da posição de repouso até a extensão máxima). A TAB. 3.1 sumariza a contribuição de vários autores para o estudo da função da ATMC. Ele mostra, conforme descrito, aspectos evolutivos metodológicos. Os primeiros estudos utilizaram técnicas em 2D por meio de radiografias. Posteriormente foram desenvolvidas técnicas de medição 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 outro lado apresenta limitações em seu uso em ambiente clínico devido ao alto custo de aquisição e manutenção e complexidade no manuseio. A técnica de fotografia digital (2D) apresenta-se como uma alternativa de medição em ambiente clínico ou doméstico proporcionando medições simultâneas articulares dos movimentos cotidianos.

Neste trabalho propõe-se utilizar o Método de Análise de Variação Angular Tridimensional (MAVA3D) por meio da estereofotogrametria bem como desenvolver um Método de Análise de Variação Angular bidimensional (MAVA2D) para medir ângulos articulares.

QUADRO 3.1 - Principais métodos utilizados no estudo articular da mão

Autor	Articulação	Natureza Biológica do Estudo	Metodologia
Napier, 1955	ATMC	<i>Ex vivo</i>	Dissecação e radiografia
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
Bermerck & Wiktorin 2002	Mão	<i>In vivo</i>	Acelerômetro/estereofotogrametria
Araújo <i>et al.</i> , 2002	Mão	<i>In vivo</i>	Força muscular
Figuerola <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
Capoazzo <i>et al.</i> , 2004	ADM	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogrametria
Chiari <i>et al.</i> , 2004	ADM	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogrametria
Leardini <i>et al.</i> , 2004	ADM	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogrametria
Miyata <i>et al.</i> , 2004	ATMC	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogrametria

QUADRO 3.1 - Principais métodos utilizados no estudo articular da mão (continuação)			
Weiss <i>et al.</i> , 2004	ATMC	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogrametria
Croce <i>et al.</i> , 2005	ADM	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogrametria
Goubier <i>et al.</i> , 2006	ATMC	<i>In vivo</i>	3D, optoeletrônico
Barroso <i>et al.</i> , 2006	Mão	<i>In vivo</i>	3D, estereofotogrametria
Goubier <i>et al.</i> , 2009	ATMC	<i>In vivo</i>	3D, optoeletrônico
Domalain <i>et al.</i> , 2010	ATMC	<i>In vivo</i>	3D, eletromiografia, sensores de força e estereofotogrametria

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

3.2 – Estudos da aplicação de órteses para membros superiores em Paralisia Cerebral (PC)

Os estudos de intervenção terapêutica em PC por meio de órteses para membros superiores (MMSS) utilizam diversos tipos de materiais e modelos que têm sido modificados para melhor adequar às necessidades funcionais, estruturais e posturais, decorrentes das alterações dinâmicas neuro-músculo-esqueléticas.

Goodman e Basky em 1991 relataram que o uso da órtese curta de abdução do polegar foi eficaz em melhorar aspectos funcionais da mão. Estudos de Law *et al.* (1991; 1997) demonstraram melhora da qualidade dos movimentos em extensão do punho após seis meses de uso de órtese em crianças com PC hemiparéticas e quadriparéticas e Hill (1994) obteve melhoras semelhante durante o tratamento de crianças com lesões traumáticas encefálicas. De forma similar, Copley *et al.* (1996) relatou aumento das ADMs e diminuição do tônus imediatamente após o uso de órtese.

Alguns autores se dedicaram a avaliar como as órteses afetam pinças, preensões e a funcionalidade manual em geral. Os resultados de dois estudos demonstraram que várias órteses podem melhorar as preensões de crianças hemiparéticas com PC (EXNER e BONDER, 1983; FLEGLE e LEIBOWITZ, 1988). Reid e Sochaniwskyj (1992) descreveram um modelo especial de órtese desenvolvida para avaliar a função visomotora que não mudou significativamente nas habilidades de alcance e manuseio de lápis e papel.

Blair *et al.* (1995) descreveram o efeito de órteses confeccionadas em neoprene denominadas “UPsuit” utilizadas para promover a estabilidade postural e melhorar os movimentos dos membros superiores em crianças com PC.

Em 2003 Wilton cita por meio de uma revisão vários modelos e indicações de órteses para as disfunções conseqüentes de deformidades nas mãos de crianças com PC.

Apesar de todos os estudos citados e sumarizados na tabela abaixo, os dados são escassos com relação à medidas quantitativas dos anglos articulares da ATMC, força muscular e habilidade manual em crianças com PC.

QUADRO 3.2 – Estudos e métodos utilizados na terapia ortótica em PC

Autor	Disfunção	Abordagem	Resultados
Exner & Bonder, 1983	Paralisia cerebral / Hemiparesia	Estudo prospectivo de três modelos de órteses	Sem diferenças significativas entre os resultados dos três modelos e seus ganhos posturais ou melhoras funcionais relacionadas às preensões
Flegle & Leibowitz, 1988	Paralisia cerebral / Hemiparesia	Estudo prospectivo da avaliação do desempenho de preensões por meio de um modelo de órtese durante 15 sessões	Melhora dos aspectos avaliados referentes à funcionalidade manual
Law <i>et al.</i> , 1991	Paralisia cerebral / Hemiparesia e quadriparesia	Tratamento neuro-evolutivo e convencional com e sem órtese	Melhora da qualidade dos movimentos e extensão do punho após seis meses
Goodman & Basky, 1991	Paralisia cerebral	Avaliação dos efeitos da órtese curta abdutora de polegar durante 4 meses	Os resultados sugerem que o uso da órtese avaliada melhoraram a funcionalidade manual
Reid & Sochaniwskyj, 1992	Paralisia cerebral / Quadriparesia do tipo clínico atetoide	Estudo prospectivo do controle viso-motor e alcance com e sem órtese durante 3 sessões	Os resultados não apresentaram diferenças significativas. Apesar disto, os autores relataram evidências de aumento do número de músculos ativados durante o desempenho de alcance e melhora do controle visomotor durante o uso da órtese
Hill, 1994	Lesão traumática encefálica	Estudo prospectivo do tratamento com órtese e terapia tradicional por um mês	Melhoras expressivas das ADMs e tônus muscular

QUADRO 3.2 – Estudos e métodos utilizados na terapia ortótica em PC			(continuação)
Blair et al., 1995.	Paralisia cerebral	Estudo prospectivo por quatro meses do tratamento por meio da órtese denominada “UPsuit” confeccionada em neoprene	Melhora da estabilidade postural e do desempenho de movimentos dos membros superiores durante o uso da órtese “UPsuit”
Copley <i>et al.</i> , 1996	Paralisia cerebral / Hemiparesia e quadriparesia	Estudo prospectivo do uso da órtese após seis meses	Aumento da ADM e diminuição do tônus muscular imediatamente após o uso da órtese e manutenção dos ganhos após seis meses de uso de órtese
Law <i>et al.</i> , 1997	Paralisia cerebral	Comparação entre o tratamento neuro-evolutivo associado ao uso de órtese e o tratamento terapêutico ocupacional convencional.	Melhora similar no ganho dos movimentos em ambas intervenções
Wilton, 2003	Paralisia cerebral	Revisão do efeito de órteses nas deformidades nas mãos de crianças com PC	Valor terapêutico de órteses nos transtornos de PC

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

4. METODOLOGIA

O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP-UFMG nº 065/09) em 03 de junho de 2009 (Anexo A), e pelo Sistema Nacional de Informação sobre Ética em Pesquisa envolvendo Seres Humanos (SISNEP / CAAE—0065.0.203.000-09).

4.1 Amostra

Foi realizado um estudo observacional com corte transversal do qual participaram 32 crianças com PC do tipo espástica de topografia hemiparética de ambos os sexos, sendo 15 meninos e 17 meninas com idade entre 5 e 11 anos (média $8,6 \pm 1,5$ anos).

O cálculo do tamanho amostral para o presente estudo foi baseado em nível de confiabilidade de 95% utilizando o teste *t student* (SNEDECOR e COCHRAN, 1985).

Os efeitos da utilização da órtese EPAPI foram avaliados no membro superior plégico por meio de um grupo de 32 crianças participantes com PC. Sendo inicialmente avaliadas sem a utilização da EPAPI (SO) e posteriormente utilizando a EPAPI (CO). As variáveis investigadas incluíram avaliação das variações angulares (MAVA2D, MAVA3D), força muscular (dinamometria) e habilidade manual (Jebsen-Taylor). Em cada etapa das avaliações a amostra necessária para demonstrar o efeito da intervenção foi exposta nas TAB. 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4 detalhadas a seguir.

Para a variável MAVA2D a flexão lateral com $\alpha = 0,10$ seria necessária uma amostra de 20 crianças participantes para se demonstrar o efeito da intervenção. Considerando a flexão trípode com $\alpha = 0,10$ a amostra seria de 20. A flexão cilíndrica $\alpha = 0,15$ sendo uma amostra de 24. Para a flexão em posição de repouso considerando-se $\alpha = 0,10$, seria necessária a amostra composta por 18. Em outra variável, a abdução lateral, $\alpha = 0,15$, a amostra passaria para o tamanho de 16. Na abdução trípode, com $\alpha = 0,10$, a amostra seria de 32. Em relação a abdução cilíndrica, $\alpha = 0,10$, seria necessária a amostra de 27. Para a abdução em posição de repouso a amostra mínima é composta por 15, sendo $\alpha = 0,10$ (TAB. 4.1).

TABELA 4.1 – MAVA 2D

Variáveis	n mínimo*	p**
Flexão lateral	20	0,00001
Flexão trípude	20	0,00001
Flexão cilíndrica	24	0,00001
Flexão repouso	18	0,00001
Abdução lateral	16	0,00001
Abdução trípude	32	0,00001
Abdução cilíndrica	27	0,0009
Abdução repouso	15	0,00001

*Cálculo amostral pela metodologia de *Student* com 95% de confiabilidade.

**Valores de probabilidade pelo teste de *Student* (amostras dependentes).

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

A variável MAVA3D apresentou os seguintes resultados: flexão lateral com $\alpha=0,15$ seria necessária uma amostra de 19 crianças participantes para se demonstrar o efeito da intervenção. Considerando a flexão trípude com $\alpha=0,15$ a amostra seria de 20. A flexão cilíndrica $\alpha=0,15$ sendo uma amostra de 15. Para abdução lateral seria necessária a amostra composta por 91. Em outra variável, a abdução trípude, $\alpha=0,15$, a amostra passaria para o tamanho de 87. Na abdução cilíndrica, com $\alpha=0,15$, a amostra seria de 69. Apesar do cálculo amostral das variáveis abdução lateral, abdução trípude, abdução cilíndrica apresentarem resultados acima do número de participantes do estudo ($n=32$) as respostas foram consideradas confiáveis porque o efeito foi significativo $p<0,0006$, $p<0,0337$ e $p<0,0002$ respectivamente. Em relação a rotação lateral, $\alpha=0,10$, seria necessária a amostra de 1. Para a rotação trípude a amostra mínima é composta por 2, sendo $\alpha=0,10$. Finalmente, para rotação cilíndrica, com $\alpha=0,10$, o número de participantes necessário seria de 1. (TAB. 4.2).

TABELA 4.2 – MAVA 3D

Variáveis	n mínimo*	p**
Flexão Lateral	19	0,0013
Flexão Trípude	20	0,0005
Flexão Cilíndrica	15	0,002
Abdução Lateral	91	0,0006
Abdução Trípude	87	0,0337
Abdução Cilíndrica	69	0,0002
Rotação Lateral	1	0,8415
Rotação Trípude	2	0,3387
Rotação Cilíndrica	1	0,9823

*Cálculo amostral pela metodologia de *Student* com 95% de confiabilidade.

**Valores de probabilidade pelo teste de *Student* (amostras dependentes).

A avaliação de força muscular utilizando-se a dinamometria, considerando $\alpha = 0,10$, seria necessária uma amostra de 21 crianças participantes (TAB. 4.3).

TABELA 4.3 – Dinamometria

Variáveis	n mínimo*	p**
Força muscular	21	0,00001

*Cálculo amostral pela metodologia de *Student* com 95% de confiabilidade.

**Valores de probabilidade pelo teste de *Student* (amostras dependentes).

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

Durante a avaliação de função manual, por meio do teste Jebsen Taylor, utilizou-se $\alpha = 0,15$ nas quatro etapas. A amostra necessária em cada etapa para se demonstrar o efeito da intervenção seria para objetos pequenos 30 participantes; para blocos de madeira 16 participantes; para recipientes cilíndricos leves 49 e para a etapa de transporte de recipientes cilíndricos pesados 44. Apesar do cálculo amostral das variáveis recipientes cilíndricos leves e pesados apresentarem resultados acima do número de participantes do estudo ($n=32$) as respostas foram consideradas confiáveis porque o efeito foi significativo $p < 0,0415$ e $p < 0,00001$ respectivamente (TAB. 4.4).

TABELA 4.4 – Jebesen Taylor

Variáveis	n mínimo*	p**
Objetos pequenos	30	0,0017
Blocos de madeira	16	0,0020
Recipientes cilíndricos leves	49	0,0415
Recipientes cilíndricos pesados	44	0,00001

*Cálculo amostral pela metodologia de *Student* com 95% de confiabilidade.

**Valores de probabilidade pelo teste de *Student* (amostras dependentes).

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

Os participantes foram recrutados de instituições que prestam assistência à criança com PC na região metropolitana de Belo Horizonte. Após contato inicial e aprovação institucional do projeto os terapeutas ocupacionais e fisioterapeutas das respectivas instituições selecionaram as crianças de acordo com a necessidade de utilização da órtese extensora de punho e abduutora de polegar inovada (EPAPI). Inicialmente houve uma triagem das crianças indicadas por meio da classificação MACS e somente aquelas que atingiram os níveis I e II foram selecionadas para o estudo após o consentimento dos pais ou responsáveis (Formulário de Consentimento – ANEXO B).

O Sistema de classificação da função manual (*The Manual Ability Classification System* -MACS) (ELIASSON *et al.*, 2006) foi utilizado para investigar a deficiência manual das crianças participantes, a fim de obter uma população mais homogênea para o estudo. Selecionando o grupo funcionalmente equivalente. Essa classificação é indicada para indivíduos com idades variando entre 4-18 anos e é dividida em 5 níveis, conforme descrição ANEXO C.

Os critérios de inclusão foram: a) idade entre 05 e 12 anos; b) apresentar PC do tipo clínico espástico de topografia hemicorpo; c) ter capacidade cognitiva para compreensão e execução das atividades propostas durante as avaliações e o teste; d) estar em atendimento terapêutico ocupacional e/ou fisioterápico durante o período mínimo de um ano; e) apresentar graus I e II do Sistema de Classificação da Função

Manual (MACS) (ELIASSON *et al.*, 2006; ARNER *et al.*, 2008); f) apresentar limitações durante a abdução e extensão da ATMC e extensão do punho.

Neste estudo o critério de exclusão foi definido pela presença de patologias associadas à coordenação de movimentos, como coréia e atetose.

As 32 crianças participantes do estudo receberam a órtese EPAPI sendo o efeito desta avaliado por meio de duas técnicas ópticas de medição da variação angular da ATMC, aquisição de imagens digitais e estereofotogrametria. Inclui-se também a avaliação de força muscular pela dinamometria e habilidade manual pelo teste Jebsen Taylor.

4.2 – Órtese Extensora de Punho e Abdutora de Polegar Inovada (EPAPI)

Utilizou-se neste estudo a órtese extensora de punho e abdutora de polegar inovada (EPAPI), confeccionada em neoprene[®] (3 mm) e termoplástico de baixa densidade ou baixa temperatura (3,2 mm) (FIG. 4.1) direcionada a conter a hipertonía da mão (flexão e desvio ulnar de punho e flexão e abdução do polegar), padrão tipicamente observado na PC (GOODMAM e BAZYK, 1991; CARMICK, 1997; CALLINAN, 1999). A órtese EPAPI, do tipo híbrida, associa a combinação de neoprene[®] e termoplástico promovendo maior flexibilidade, funcionalidade e possibilidades de ajustes dinâmicos vantagens descritas por Wilton *et al.* (2003), Ford *et al.* (2003), Teplicky *et al.* (2002) e Weiss *et al.* (2004) e detalhadas na fundamentação teórica.

A órtese EPAPI permite a completa movimentação de todas as articulações dos dedos (indicador, médio, anular e mínimo) e da articulação interfalângica (IF) do polegar. Ela cobre, com neoprene[®], metade do antebraço e finaliza antes da prega de flexão das articulações metacarpofalangeanas (MCF) dos dedos, cobrindo também a ATMC e a articulação MCF do polegar. Este procedimento foi baseado na imobilização proposta por Weiss *et al.* (2004) e Ford *et al.* (2003) possibilitando a abdução e extensão do polegar.

A articulação do punho e a ATMC foi posicionada ventralmente por meio de uma tala de termoplástico para garantir o posicionamento funcional do punho em 20° de extensão e 14° em desvio ulnar e abdução e extensão da ATMC (movimentos da ATMC exemplificado na fundamentação teórica) (WEISS *et al.*, 1995; MITCHEL *et al.*, 1995; STERN *et al.*, 1996; JANSEN *et al.*, 1997; BULTHAUP *et al.*, 1999;

CALLINAN, 1999; TITTIRANONDA *et al.*, 1999; COLDITZ, 2005). A órtese EPAPI foi produzida em diferentes tamanhos, o que permitiu ajustes quanto às variações antropométricas dos participantes. O dorso apresentou uma projeção superior que uniu as laterais opostas com tiras de fecho do tipo carrapicho velcro® (FIG.4.1).

O presente estudo tem inovação do estado da arte divulgado, uma vez que além da tala para a extensão do punho já conhecida, acoplou-se uma tala para ATMC o que favorece a abdução e extensão do polegar (Patente Nº PI 0600561-6).

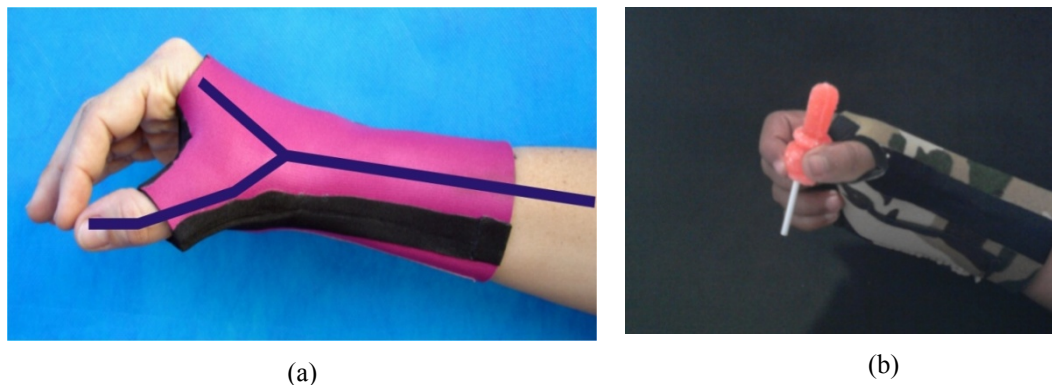


FIGURA 4.1 – Exemplos da Órtese abdutora de polegar e extensora de punho inovada (EPAPI). (a) com detalhe dos segmentos de atuação; (b) utilizada por criança com paralisia cerebral.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

4.3 - Instrumentação

Para avaliar o efeito funcional proporcionado pela órtese EPAPI posicionada na mão afetada das 32 crianças hemiplégicas do estudo, os quatro métodos utilizados foram: a aquisição digital de imagem (MAVA2D), a estereofotogrametria (MAVA3D), a dinamometria e o teste de função manual Jebsen Taylor. Para a técnica de aquisição digital de imagem, a estereofotogrametria e o teste de função manual Jebsen Taylor as crianças foram solicitadas a permanecerem sentadas em uma cadeira de tamanho infantil e executarem as atividades sobre uma mesa de aço de 500 mm de largura por 500 mm de comprimento por 700 mm de altura. Para a técnica de dinamometria as crianças utilizaram apenas a cadeira infantil.

A escolha deste posicionamento baseou-se nos conceitos e evidências que descrevem o eficiente desempenho do membro superior dependente do controle proximal e estabilidade dinâmica de tronco e de ombros. Por meio de uma base estável a

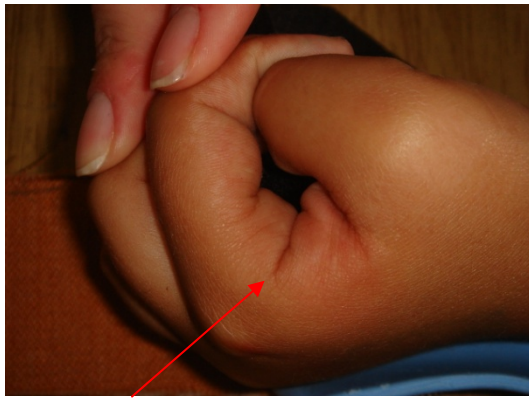
mobilidade distal do membro superior, isto é a mão, pode ser implementada favorecendo a participação das crianças participantes durante a execução das tarefas solicitadas (GORDON *et al.*, 1999; WILTON, 2003).

4.3.1 – Método de Análise de Variação Angular Bidimensional (MAVA2D)

O método de análise da variação angular bidimensional (MAVA2D) foi desenvolvido para a obtenção dos parâmetros angulares das pinças lateral e tripude, da preensão cilíndrica e da posição de repouso realizados pela ATMC, nas incidências flexão/extensão, abdução/adução com e sem a órtese EPAPI. O MAVA2D baseia-se na análise de imagens digitais, que permite a reconstrução em 2D de marcadores passivos reflexivos (MPRs) localizados em referências anatômicas específicas (FIELD, 2001; YOUNG *et al.*, 2010) da ATMC (FIG. 4.2).

O recurso de fixar MPRs em pontos anatômicos foi uma tentativa de contornar as limitações dos sistemas disponíveis para avaliar a ATMC que é uma articulação de pequenas dimensões (MIYATA *et al.*, 2004) e que realiza seus movimentos em orientação geométrica diferente dos eixos anatômicos (COONEY *et al.*, 1981).

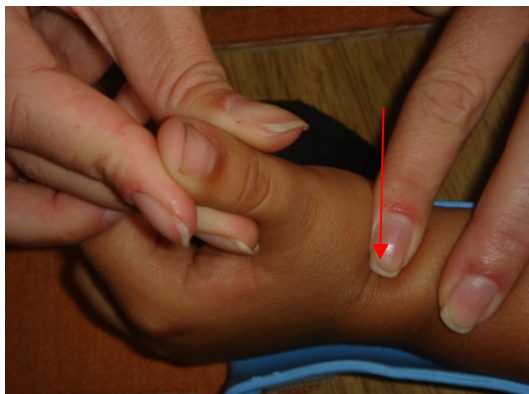
Na técnica MAVA 2D, desenvolvida para este estudo, 3 MPRs com diâmetro de 2,0 mm foram fixados nas mãos das crianças sendo: o primeiro (MPR-A) fixado na prega de flexão da articulação MCF do dedo indicador, o segundo (MPR-B) fixado sobre osso trapézio M e o terceiro (MPR-C) posicionado entre os côndilos distais do primeiro metacarpal (FIG. 4.2).



(a)



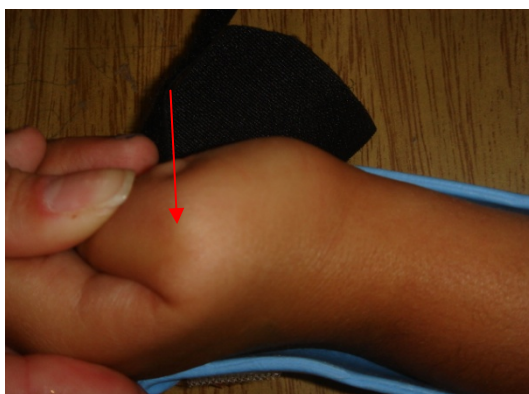
(b)



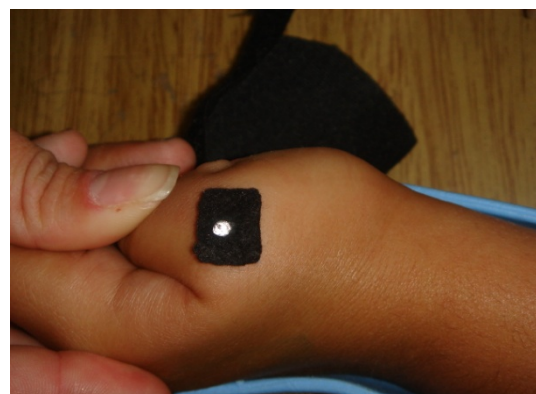
(c)



(d)



(e)



(f)

FIGURA 4.2 – Pontos anatômicos para marcação dos MPRs. (a) Identificação da prega de flexão da MCF, (b) Marcação utilizando o MPR do ponto A; (c) identificação do trapézio; (d) marcação utilizando o MPR do ponto C; (e) Identificação dos côndilos proximais do I metacarpal; (f) Marcação utilizando o MPR do ponto E.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Procedimentos

Para posicionar o antebraço em posição neutra conforme definida por Fisher *et al.* (2001) e Wu *et al.* (2005), desenvolveu-se um suporte caracterizado por uma contensão semi-cônica confeccionada em termoplástico presa a uma base horizontal. Os objetivos do suporte foram evitar os movimentos de rotação do antebraço (denominados pronação e supinação) e fixar o punho em 20° de extensão (STERN *et al.*, 1996; JANSEN *et al.*, 1997; BULTHAUP *et al.*, 1999; CALLINAN, 1999). Para evitar restrições dos movimentos dos dedos e do polegar a contensão semi cônica finalizava distalmente abaixo das pregas de flexão das articulações MCFs dos dedos (indicador, médio, anular e mínimo) e abaixo também da prega tenar do polegar. A mão e o antebraço foram fixados ao suporte por tiras de velcro®, desta forma foram possíveis ajustes antropométricos do/da participante durante a aquisição das imagens dos MPRs, executados inicialmente sem a órtese EPAPI, e posteriormente com a órtese, sem remover os MPRs dos locais originais. Para a melhor visualização dos MPRs a órtese EPAPI foi vazada nos locais correspondentes aos três MPRs situados nas mãos das crianças participantes, possibilitando o registro da variação angular (FIG.4.3).

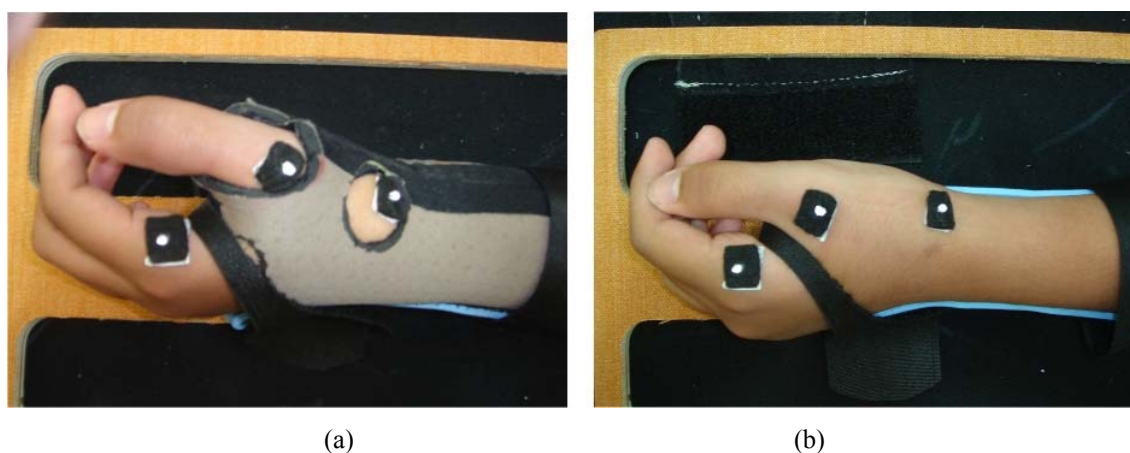


FIGURA 4.3 – Posicionamento para aquisição de imagens (a) utilizando a EPAPI vazada e (b) sem utilização da EPAPI.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Durante a avaliação da pinça lateral, a criança foi instruída a segurar uma chave (5 mm espessura) com a face lateral do dedo indicador e a polpa do polegar. Posteriormente, segurar um lápis (9,5 mm diâmetro) para análise da pinça trípode, com a polpa dos dedos indicador, médio e polegar. Finalmente, para a preensão cilíndrica, utilizou-se uma garrafa de plástico (45 mm diâmetro) que foi apreendida pelos cinco dedos. Foi permitido um período de prática para que as crianças participantes se

familiarizassem com os procedimentos, possibilitando a execução dos movimentos da maneira mais natural possível. Os três movimentos medidos e a posição de repouso foram capturados inicialmente sem a órtese EPAPI e posteriormente, com a órtese (FIG. 4.4).



(a)



(b)



(c)

FIGURA 4.4 – Avaliação das pinças (a) lateral; (b) tripude e (c) da preensão cilíndrica.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Aquisição das Imagens

Para a aquisição das imagens, duas câmeras digitais fotográficas Sony modelo DSC-T9, resolução 6 MP, interface USB, sensor CCD, foram utilizadas. Posicionou-se a primeira câmera lateralmente à face posterior da mão das crianças

participantes e a segunda câmera ortogonalmente à incidência lateral (radial) da mão e do antebraço (FIG.4.5).

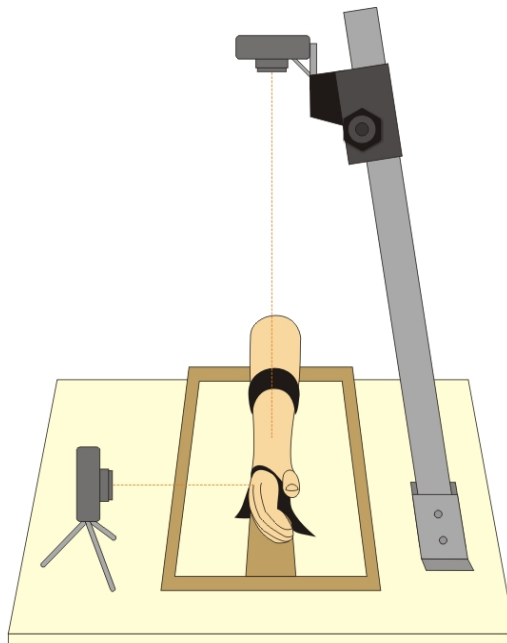


FIGURA 4.5 – Posicionamento das câmeras para aquisição das imagens.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Deste modo, a primeira câmera capturou os movimentos de flexão e extensão (F/E) executados pela ATMC como exemplificados na FIG. 4.6.



(a)



(b)

FIGURA 4.6 Representação do posicionamento das mãos para registro em repouso dos movimentos de Flexão e Extensão. a) sem órtese; b) com órtese.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

E a segunda câmera capturou os movimentos de abdução e adução (A/A) (FIG. 4.6). As duas câmeras foram posicionadas sobre uma mesa que apoiava o antebraço das crianças participantes, descrita previamente.

Obteve-se o resultado final angular de cada registro por meio do cálculo da média entre quatro coletas. Mantiveram-se os MPRs na mesma posição sobre a mão, sendo somente a órtese EPAPI posicionada. Totalizando-se, assim, 64 imagens capturadas de cada criança. O fluxograma abaixo exemplifica o cálculo para registro das imagens (FIG. 4.8).

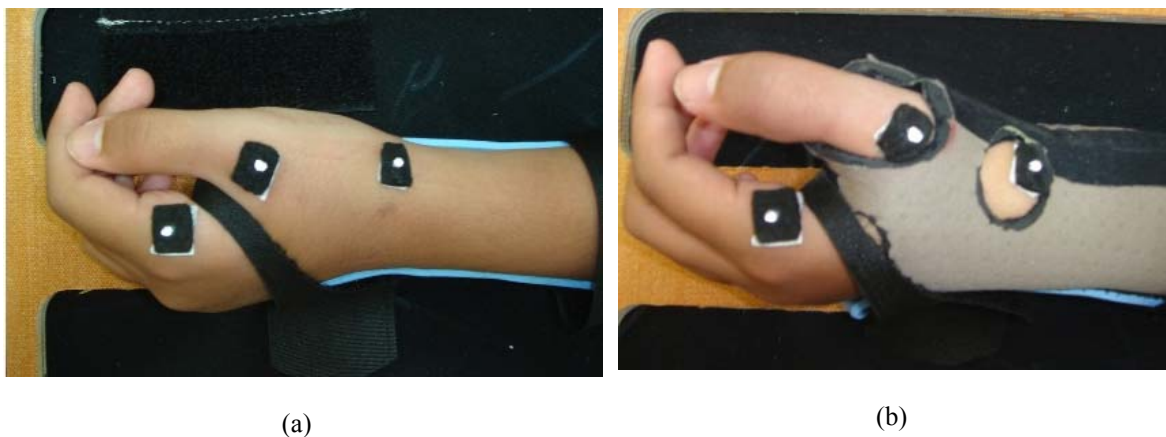


FIGURA 4.7 Representação do posicionamento das mãos para registro em repouso dos movimentos de Abdução e Adução. a) sem órtese; b) com órtese.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

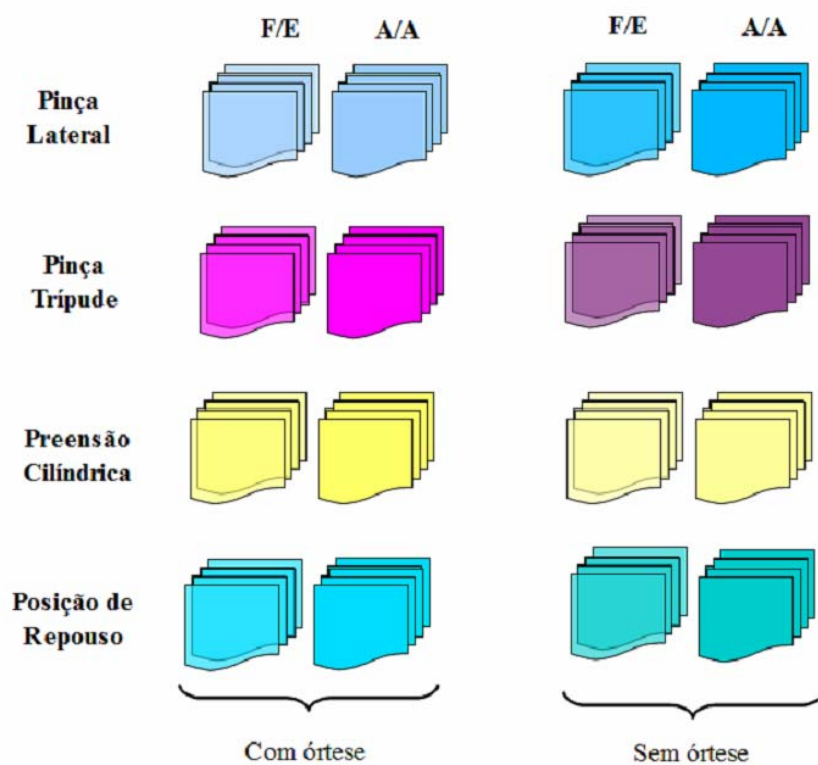


FIGURA 4.8 – Representação esquemática exemplificando o cálculo para registro das imagens

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Essas imagens foram armazenadas e processadas posteriormente por um programa desenvolvido para este estudo em plataforma Matlab® (versão 2009) especialmente com o objetivo o calcular os ângulos, conforme mostrado no fluxograma da FIG. 4.9 e descritas a seguir:

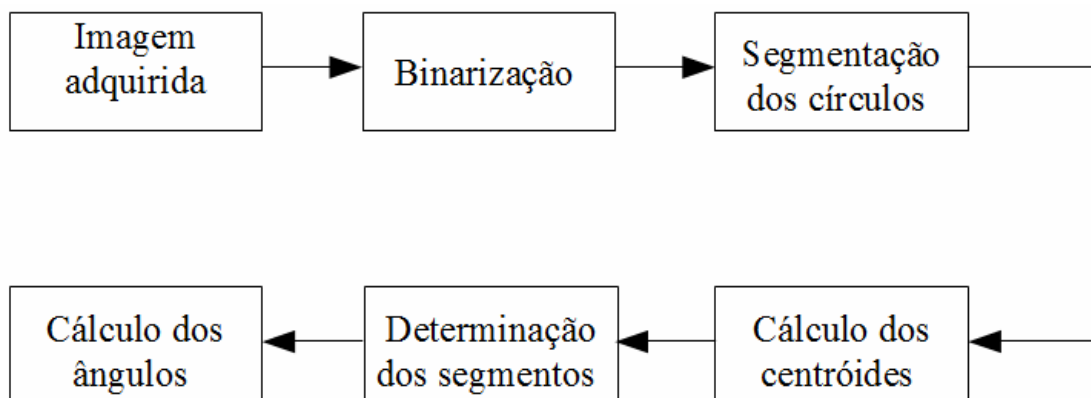


FIGURA 4.9 – Representação esquemática do MAVA2D

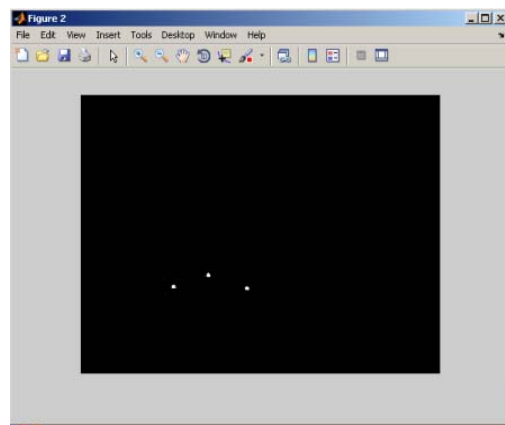
FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Processamento de Imagens Digitais e cálculo do ângulo articular

Inicialmente, cada imagem adquirida era exportada para o ambiente Matlab®, exemplificado pela FIG. 4.8 (a) sendo convertida em modo preto e branco. Posteriormente, cada imagem adquirida foi binarizada para melhor destacar os MPRs (mostrados em branco) em relação ao fundo da imagem (preto). Em seguida, foi realizada a segmentação da imagem para identificação dos MPRs baseada em ferramentas de detecção de círculos, neste caso a transformada de Hough (nota). Uma vez identificados os círculos dos três marcadores, foram calculados os seus centróides por meio das médias das coordenadas em pixels das extremidades do marcador nos eixos X e eixos Y (FIG. 4.10 (b)).



(a)



(b)



(c)

FIGURA 4.10 – Representação da sequência para aquisição dos ângulos no Método de Análise de Variação Angular (MAVA2D). (a) Foto coletada de um dos participantes; (b) Registro da mesma foto convertida em preto e branco; (c) Foto registrando os

segmentos determinados entre os MPRs

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Para tal, utilizaram-se as equações a seguir (EQ. 4.1 e EQ.4.2):

$$X_c = (X_{\max} + X_{\min})/2 \quad (4.1)$$

$$Y_c = (Y_{\max} + Y_{\min})/2 \quad (4.2)$$

Sendo $Y_{\max}$ e $Y_{\min}$ as extremidades superior e inferior, respectivamente, e $X_{\max}$ e $X_{\min}$ correspondem às extremidades laterais direita e esquerda do círculo formado pelos MPRs.

Com base nas coordenadas dos centróides foram traçados dois segmentos (FIG. 4.8 (c)), a saber:

1º - entre o primeiro e o segundo MPR e,

2º - entre o segundo e o terceiro MPR.

Por meio das equações abaixo:

$$\theta_1 = \sqrt{\tan^{-1} \left[\frac{(A_y - B_y)}{(A_x - B_x)} \right]} \quad (4.3)$$

$$\theta_2 = \sqrt{\tan^{-1} \left[\frac{(C_y - B_y)}{(C_x - B_x)} \right]} \quad (4.4)$$

Sendo que A, B e C correspondem, respectivamente, A ao primeiro MPR-A, B ao segundo MPR-B e C ao terceiro MPR-C. E as variáveis das equações 4.3 e 4.4 correspondem a:

A_x : coordenada X do MPR-A;

A_y : coordenada Y do MPR-A;

B_x : coordenada X do MPR-B;

B_y : coordenada Y do MPR-B;

C_x : coordenada X do MPR-C;

C_y : coordenada Y do MPR-C;

Posteriormente, calculou-se o ângulo realizado pela ATMC, seguindo a EQ. 4.5.

$$\alpha = \theta_1 + \theta_2 - 180^\circ \quad (4.5)$$

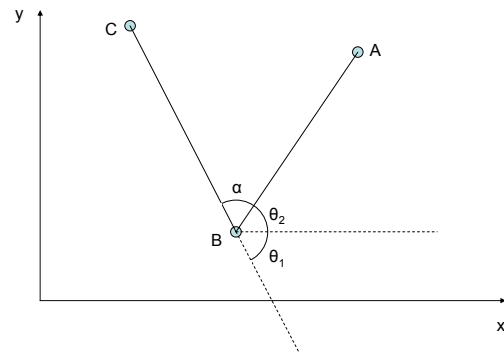


FIGURA 4.11 – Etapa de determinação dos ângulos. (a) Ilustração dos MRPs A, B e C; (b) Aquisição dos ângulos

FONTES: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Em sequência, foram calculados os ângulos de F/E e de A/A baseados na posição destes dois segmentos para cada uma das 64 fotos registradas. Os resultados foram expressos em variação angular (graus).

Para verificar a repetitividade do MAVA2D, processou-se dez vezes a mesma imagem adquirida de um dos participantes. Objetivou-se com este teste analisar se, para as dez avaliações, o mesmo valor de variação angular foi registrado.

Da mesma forma, para verificar a repetitividade do posicionamento correto dos MRPs, outro teste foi realizado. Este consistia em posicionar os três MRPs e depois proceder à sua aquisição da imagem e, em seguida, retirá-los e depois colocá-los novamente, e também realizar a aquisição das imagens. Este procedimento foi executado dez vezes com um voluntário saudável, a fim de não perturbar qualquer

criança. Aqui também a variação angular foi avaliada pelo MAVA2D e os resultados da repetitividade calculados.

Para medir a confiabilidade das medidas efetuadas pelo MAVA2D desenvolveram-se três testes. Utilizou-se o programa *SolidWorks*® para gerar 3 círculos com centros em A, B e C, de diâmetros (d) iguais, os quais representaram os MPRs e consequentemente os segmentos trapézio-I metacarpal (BC) e trapézio-II metacarpal (BA). A distância (L) e o ângulo ($\emptyset = \alpha + \beta$ sendo $\alpha > 0$ e $\beta > 0$) foram definidos de forma arbitrária de acordo com os testes. Os pontos criados no programa *SolidWorks*® foram posteriormente exportados para o MAVA2D (FIG. 4.12) (ANEXO D) e descritos abaixo:

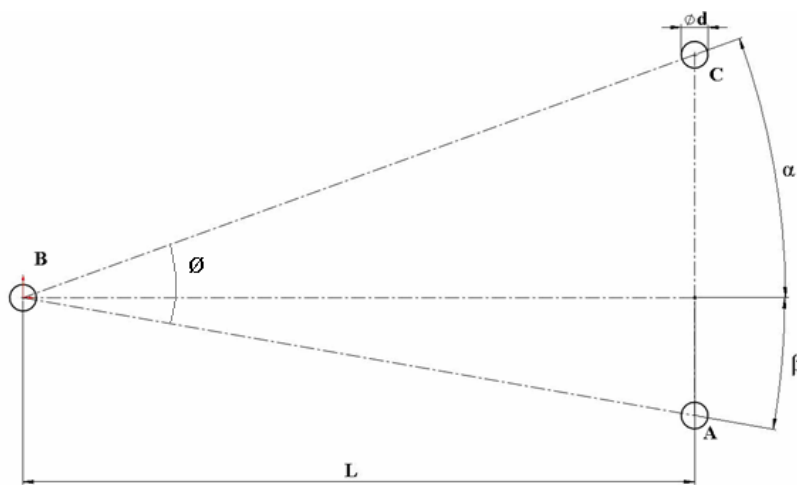


FIGURA 4.12 – Representação dos segmentos trapézio-I metacarpal (BC) e trapézio-II metacarpal (BA)

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Para efetuar o teste número 1, 10 imagens com diferentes distâncias (L) representando a variação do tamanho de segmentos BC e BA e formando o mesmo ângulo entre si, foram avaliadas a fim de analisar a resposta do programa para diferenças geométricas (ou antropométricas).

Durante o teste 2 avaliou-se 10 imagens com a mesma distância (L) composta por ângulos diferentes entre os segmentos BC e BA. Para verificar a influência da distância entre a câmera e o objeto avaliado, variando apenas a ampliação das imagens, como uma forma de avaliar diferentes ampliações no sistema de medição.

Durante o teste 3 avaliou-se 10 imagens de ângulos diferentes entre iguais segmentos BC e BA. Efetuou-se o cálculo de correlação das variáveis.

4.3.2 – Método de Análise de Variação Angular Tridimensional (MAVA3D)

O Sistema de Análise de Movimento *Qualysis - ProReflex MCU* (*Qualysis Medical AB, 411 12 Gothenburg Sweden*) foi utilizado para a obtenção dos parâmetros cinemáticos, temporais e espaciais das pinças lateral e tripude e da preensão cilíndrica medindo os ângulos realizados pela ATMC, nos eixos flexão/extensão, abdução/adução e rotação com e sem a órtese EPAPI. O *Qualysis ProReflex* é um sistema de fotogrametria baseado em vídeo, que permite a reconstrução em 3D de marcadores passivos reflexivos (MPRs) localizados em proeminências ósseas específicas. O sistema possui câmeras com iluminação produzida por um grupo de refletores infravermelhos localizados ao redor da lente de cada uma das câmeras, que são irradiados sobre os MPRs, os quais refletem a luz infravermelha de volta à câmera. Os dados captados são processados pelo *software* de aquisição *Qualysis Track Manager 1.6.0.x (QTM)* que calcula a posição de cada marca. Por meio da combinação das posições das marcas obtidas pelas seis câmeras, as coordenadas de cada marca são reconstruídas em um ambiente virtual 3D. Para o registro tridimensional bastariam ao sistema duas câmeras, mas como a população estudada apresenta déficits de coordenação motora e movimentos rotacionais do antebraço, utilizou-se seis câmeras para garantir os registros sem perdas.

Calibração do Sistema

O processo de calibração foi realizado por meio do posicionamento na mesa de uma estrutura metálica, fornecida pelo próprio sistema, em forma de “L”, com três marcas afixadas no eixo X e duas marcas no eixo Y. As coordenadas de referência global foram determinadas pela leitura das marcas (passivas) sobre a estrutura metálica definindo o eixo X, Y e Z. Em seguida, efetuou-se a varredura da área de coleta com uma “batuta” em forma de “T”, também fornecida pelo sistema, que contém duas marcas localizadas em seus extremos distanciadas por 300,1 mm. A varredura foi realizada por 10 segundos, de acordo com as instruções do manual. É importante salientar que, uma vez calibrado o sistema, para que se garanta uma boa medição, o objeto ou MPR a ser medido deve ser posicionado dentro deste volume.

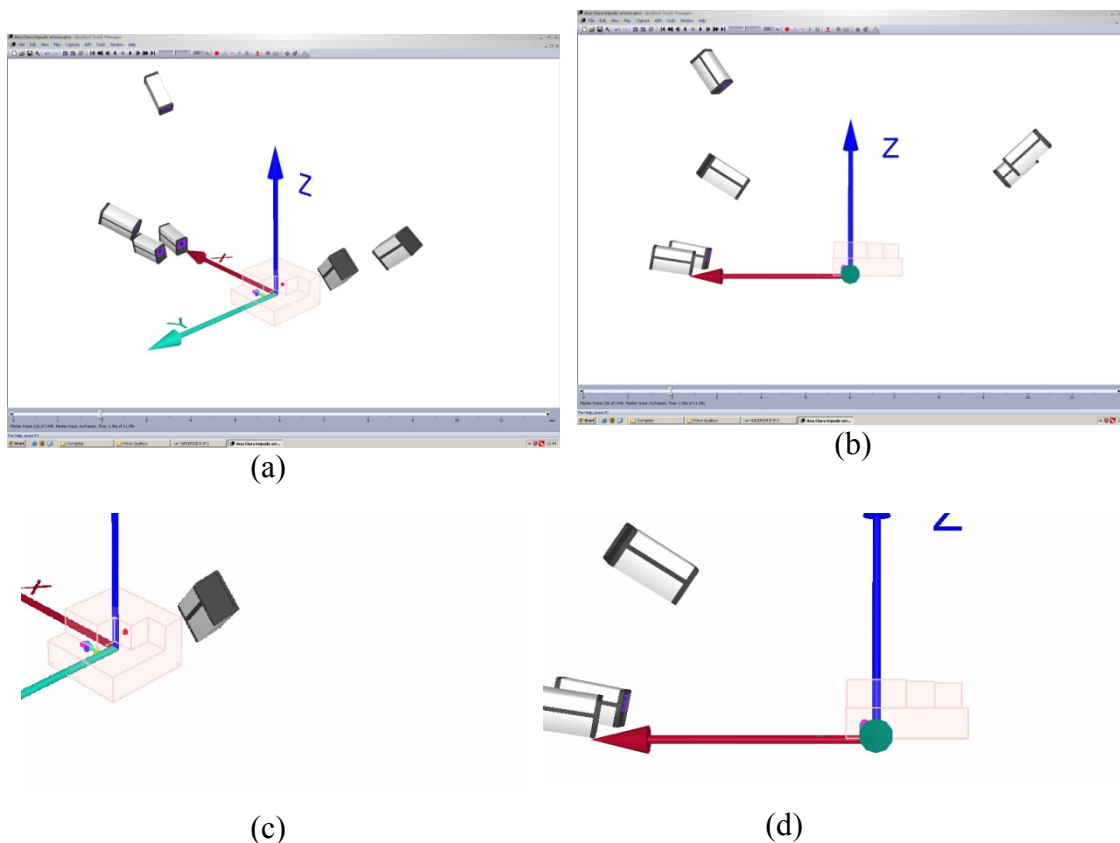


FIGURA 4.13 – Exemplo de obtenção de imagens do sistema QTM do padrão de calibração segundo diferentes orientações e posições no volume de medição desejado (ilustrado na cor rosa). Incidências superior (a) e lateral (b) dos volumes calibrados; (c) e (d) detalhes de a e b respectivamente.

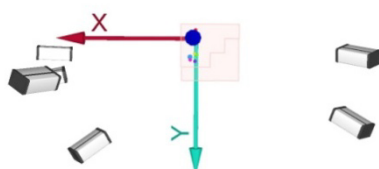
FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

O parâmetro ou predição de erro foi estabelecido em 8 mm e o de residual máximo em 3 mm. Os dados foram capturados em uma frequência de 120Hz (120 quadros ou *frames* por segundo). Para a obtenção da posição dos marcadores passivos reflexivos (MPRs) em três dimensões é necessário um mínimo de três MPRs em cada segmento, sendo que cada MPR tem que ser visualizado por pelo menos duas câmeras durante os 10 segundos da coleta para não perder a referência (FIG. 4.13).

Posicionamento das Câmeras:

As câmeras foram posicionadas de forma a se obter um volume de controle virtual ou de medição dentro do quais os movimentos da ATMC foram captados por meio dos MPRs. Sendo o posicionamento das câmeras detalhado abaixo (QUADRO 4.1):

QUADRO 4.1 – Posicionamento das câmeras em relação a criança estudada		
	Altura (mm)	Distância da lente ao objeto a ser tocado (mm)
Câmera 1	1600	1270
Câmera 2	560	900
Câmera 3	570	900
Câmera 4	1120	860
Câmera 5	1510	1160
Câmera 6	1270	1170



(a)



(b)

FIGURA 4.14 – Posicionamento das câmeras visão superior (a) posicionamento da criança participante em relação as câmeras - visão lateral (b)

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Procedimentos

As coletas dos dados foram realizadas no laboratório de Análise de Movimento (LAM) do Departamento de Fisioterapia da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.

Para o registro dos movimentos realizados pelo membro superior hemiplégico, os participantes foram solicitados a usarem uma blusa confortável permitindo a visualização do membro superior e a relatarem qualquer desconforto.

A mesa e a cadeira, descritas anteriormente, acomodaram a criança sentada com o braço afetado apoiado sobre a mesa. Inicialmente fixou-se 7 MPRs na mão afetada da criança e o registro dos movimentos estudados sem órtese (SO). A seguir a órtese EPAPI, com furos para assegurar o mesmo posicionamento dos MPRs 2, 3, 4, 5, 6 e 7, foi colocada (CO) para aquisição dos registros dos movimentos (FIG. 4.14).

Um tubo de PVC de 20 mm com seu eixo longitudinal paralelo ao chão, preso a um tripé foi posicionado à frente da mão da criança (FIG. 4.15). Na ponta livre do tubo de PVC foram encaixados objetos na forma de chave de desenho infantil (5 mm espessura), um lápis colorido triangular (9,5 mm diâmetro) e um cilindro de termoplástico (45 mm diâmetro) para que a pinça lateral, a pinça tripude e a preensão cilíndrica fossem realizadas respectivamente. Em seguida, os participantes foram instruídos a segurarem os três objetos relatados. 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 5 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.

As coletas, realizadas sempre pela mesma examinadora, foram executadas por meio do registro dos movimentos no momento em que crianças participantes apreenderam os objetos posicionados no tubo de PVC e retornaram o braço à posição inicial sobre a mesa. Após a aquisição dos dados sem órtese (SO) dos movimentos estudados, realizou-se o mesmo procedimento de coleta utilizando-se a órtese EPAPI (CO). A colocação da órtese EPAPI foi cuidadosa para evitar o deslocamento dos MPRs dos pontos originais.

Durante a captura das imagens as crianças permaneceram na posição sentada com o antebraço apoiado sobre uma mesa já descrita (PAULIGNAN *et al.*, 1997; PALMERUD *et al.*, 2000).



FIGURA 4.15 – Posicionamento do tripé durante a aquisição de imagens.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Posicionamento dos Marcadores Passivo Reflexivos (MPRs)

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 *et al.* (2001) e Young *et al.* (2010) FIG. 4.17.

Os MPRs, medindo 5 mm de diâmetro e revestidos por material reflexivo, foram responsáveis por refletir a luz incidente para as câmeras de coleta de raios infravermelhos fornecendo assim sua posição real para o sistema de coordenadas virtual do QTM. Estes marcadores foram fixados diretamente na pele das crianças por meio de um mecanismo composto de estreitas faixas de feltro adesivo confeccionados para esse estudo para que não interferissem nos movimentos dos participantes (FIG. 4.16).

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; GOUBIER *et al.*, 2006).



FIGURA 4.16 – Exemplo de fixação de um MPR

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

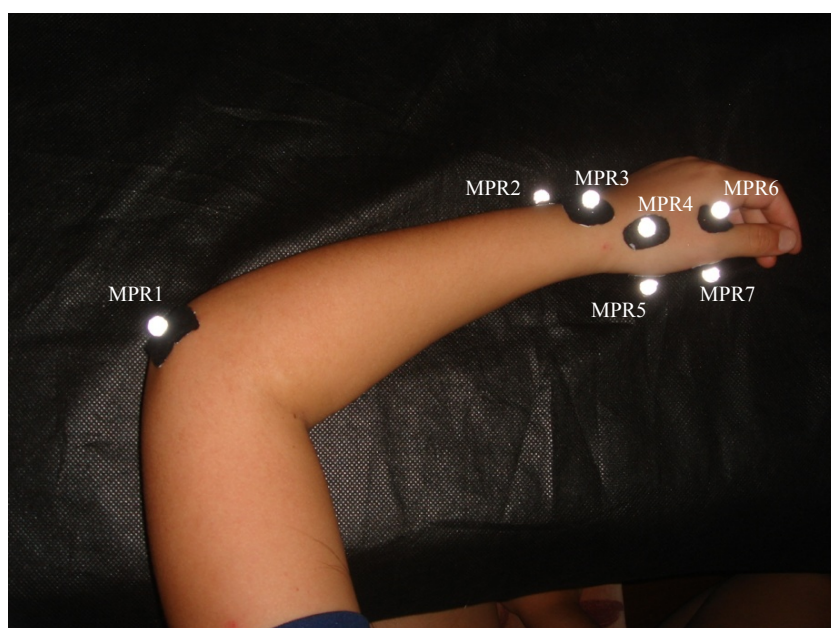


FIGURA 4.17 – Identificação dos MPRs. (a) MPR1 - epicôndilo lateral do úmero; (b) MPR 2 - processo estilóide da ulna; (c) MPR3 processo estilóide do rádio; (d) MPR4 - face posterior da ATMC; (e) MPR 5 - face ventral ATMC; (f) MPR 6 - face medial da articulação da MCF; (g) MPR 7 - face lateral da articulação MCF.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.



FIGURA 4.18 – Posicionamento dos MPR's utilizando a órtese EPAPI
 FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Os MPRs foram fixados na pele dos participantes sobre proeminências ósseas e pregas determinadas e citadas abaixo.

- *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 (MPR 1), como mostrado na FIG. 4.19.



FIGURA 4.19 - Marcador Passivo Reflexivo 1 *in situ* (MPR1).
 FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

- *Processo estilóide da ulna*: pequena projeção palpável na face dorsal da cabeça da ulna na região posterior do punho em desvio radial. Neste ponto fixou-se o segundo marcador (MPR 2), como mostrado na FIG. 4.20.

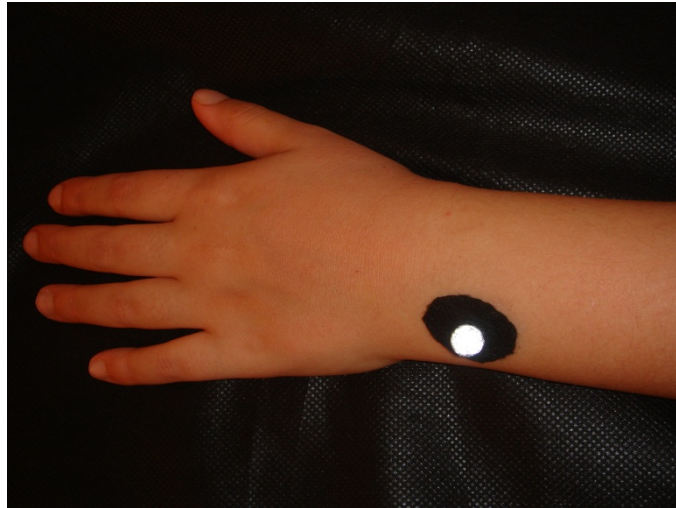


FIGURA 4.20 - Marcador Passivo Reflexivo 2 *in situ* (MPR2).

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

- *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 (MPR 3), como mostrado na FIG. 4.21.

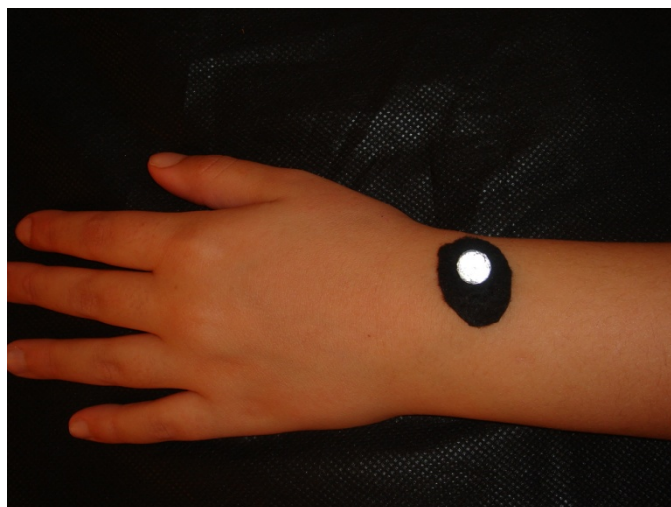


FIGURA 4.21 - Marcador Passivo Reflexivo 3 *in situ* (MPR3)

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

-*Articulação ATMC*: acompanhou-se em sentido proximal ao longo do dorso do primeiro osso metacarpiano, até sua base alargada, além da qual encontra-se uma depressão. Neste ponto é possível palpar a linha articular da ATMC onde fixou-se um MPR na região posterior (MPR 4) e um na região ventral (MPR 5), como mostrado nas figuras FIG. 4.22 e FIG. 4.23.



FIGURA 4.22 - Marcadores Passivos Reflexivos 4 (MPR4) *in situ*
FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

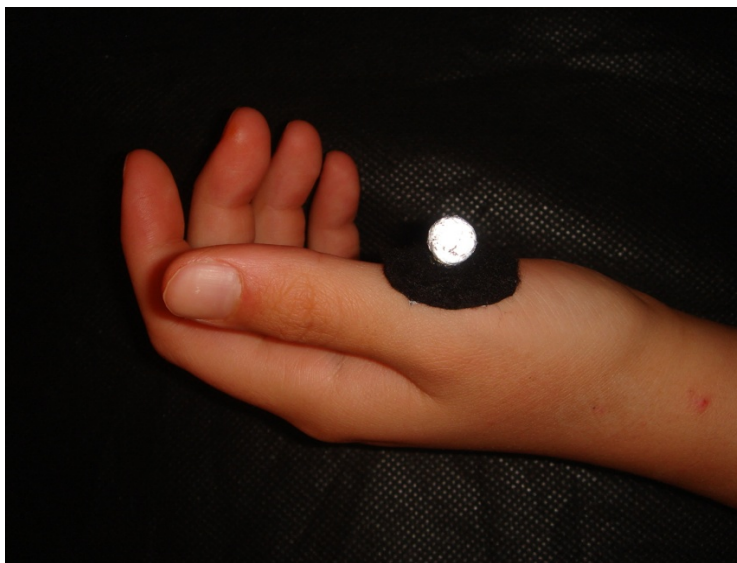


FIGURA 4.23 - Marcadores Passivos Reflexivos 5 (MPR5) *in situ*.
FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

- *Articulação metacarpofalangeana (MCF)*: a articulação MCF pode ser palpada imediatamente distal à cabeça do primeiro metacarpiano. Foram fixados dois marcadores, um na borda medial ou ulnar (MPR 6) e um na borda lateral ou radial (MPR 7) desta articulação, FIG. 4.24 e FIG. 4.25.



FIGURA 4.24 - Marcadores Passivos Reflexivos 6 (MPR6) *in situ*
FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.



FIGURA 4.25 - Marcadores Passivos Reflexivos 7 (MPR7) *in situ*.
FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

Procurou-se evitar a colocação do MPR 5, correspondente ao primeiro metacarpal, na eminência tênar devido à existência da volumosa musculatura intrínseca neste local para beneficiar o registro do movimento articular principalmente na execução de força durante a pinça lateral. Precauções similares foram consideradas quando se posicionou os MPRs da articulação MCF nas bordas lateral e medial (MPRs 7 e 6) tendo como referência as pregas de flexão referentes à esta articulação. Amenizando-se desta forma, o registro da mobilidade excessiva da pele nesta região (CAPOZZO *et al.*, 2005).

Processamento dos Dados

Neste modelo os segmentos são considerados como corpos rígidos (MITCHEL, 1995; CAPPOZZO *et al.*, 2005). O sistema *Qualisys Track Manager*[®] (QTM) foi responsável por capturar a trajetória dos marcadores e o algoritmo do LABBIO por processar os dados para criar os segmentos e calcular os deslocamentos angulares. Seguindo a sequência citada abaixo:

- 1) Aquisição dos dados do *Qualisys Track Manager*[®];
- 2) Transferência ou exportação da Matriz com as coordenadas dos 7 MPRs para o Matlab[®];
- 3) Processamento dos dados por meio do algoritmo LABBIO;
- 4) Determinação do sistema de coordenada local;
 - 4.1) Obtenção do segmento antebraço e posterior definição das orientações e posições dos eixos da base ortogonal B1 localizada em MPR2;
- 5) Determinação do segmento rádio-trapézio;
- 6) Cálculo das posições angulares do punho;
- 7) Determinação do segmento I metacarpal ou V1;
- 8) Cálculo das posições angulares da ATMC.

Cada etapa é descrita detalhadamente a seguir:

- 1) Aquisição dos dados do *Qualisys Track Manager*[®];

Os dados capturados foram processados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track*

Manager[®] 1.6.0.x (QTM).

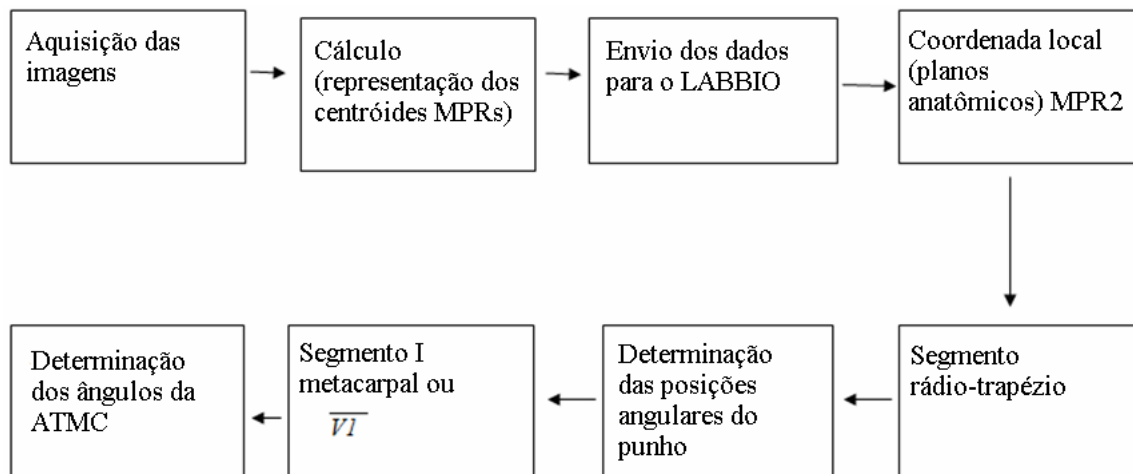


FIGURA 4.26 – Representação esquemática da aquisição dos dados do MAV3D

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

2) Transferência ou exportação da Matriz com as coordenadas dos 7 MPRs para o Matlab[®]

Por meio do *software* QTM formou-se uma matriz (1200 x 21) de 1200 linhas correspondente aos 1200 quadros ou *frames* de cada MPR e 21 colunas correspondentes às coordenadas X, Y e Z de cada MPR. Sendo assim, cada MPR pode ser representado como na sequência abaixo:

MPR1= dados (1:1200, 1:3)

MPR2= dados (1:1200, 4:6)

MPR3= dados (1:1200, 7:9)

MPR4= dados (1:1200, 10:12)

MPR5= dados (1:1200, 13:15)

MPR6= dados (1:1200, 16:18)

MPR7= dados (1:1200, 19:21)

3) Processamento dos dados por meio do algoritmo LABBIO:

Em seguida, os dados acima citados foram exportados para o algoritmo desenvolvido para este estudo no Laboratório de Bioengenharia da UFMG (LABBIO) em ambiente Matlab[®]. A função principal deste algoritmo 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.

4) Determinação do sistema de coordenada local e base B1:

4.1 - Determinação do segmento antebraço:

Os MPRs localizados no epicôndilo do rádio (MPR1), os processos estilóide da ulna (MPR2) e rádio (MPR3) foram utilizados para definir o plano do antebraço correspondente ao plano anatômico frontal. O sistema de coordenadas base 1 (B1) teve sua origem definida em MPR2. Definiu-se o eixo X por meio do segmento “antebraço” que liga B1 (MPR2) ao MPR1 (FIG. 4.27). Por meio do produto vetorial entre o segmento que liga os pontos MPR2 e MPR3 e o eixo X, definiu-se o eixo Z. Posteriormente calculou-se o eixo Y por meio do produto vetorial entre o eixo Z e o eixo X (FIG. 4.28).

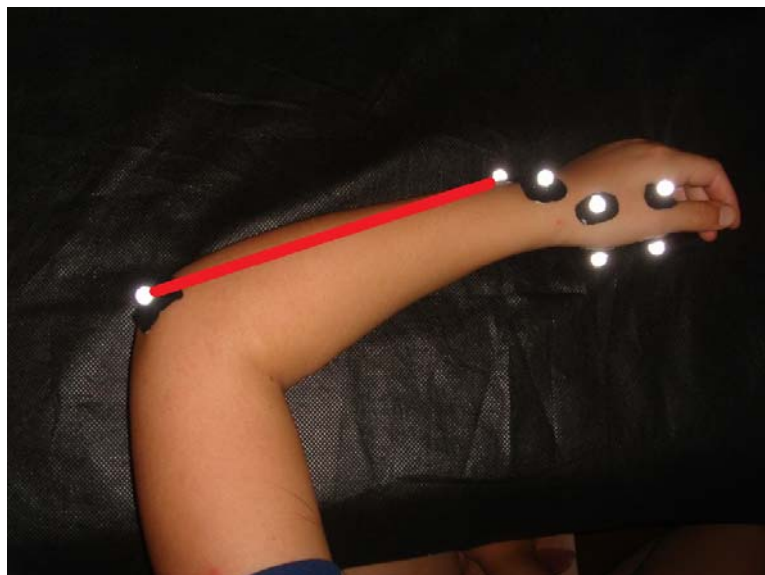


FIGURA 4.27 – Determinação do segmento antebraço

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

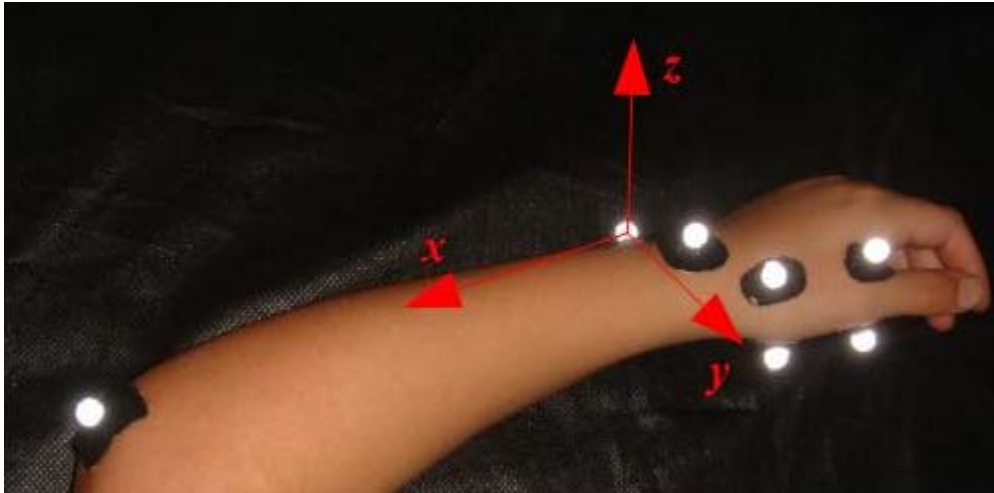


FIGURA 4.28 – Ilustração esquemática da determinação de B1.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

5) Determinação do segmento rádio-trapézio

A partir dos MPRs posicionados lateralmente e medialmente à articulação ATMC traçou-se uma reta para determinação da largura correspondente à essa articulação e posteriormente o ponto médio (PM). Considerando PM1 o ponto médio do segmento entre os MPR 4 e 5. Utilizou-se as EQ. 4.6, 4.7 e 4.8 para calcular o PM1 onde o resultado de X_{PM1} , Y_{PM1} e Z_{PM1} correspondeu às localizações nos eixos X, Y e Z respectivamente. O MPR3 localizado no processo estilóide do rádio e o ponto médio 1 (PM1) definiram o segmento rádio-trapézio (FIG. 4.29).

$$X_{PM1} = (X_{MPR5} + X_{MPR4}) / 2 \quad (4.6)$$

$$Y_{PM1} = (Y_{MPR5} + Y_{MPR4}) / 2 \quad (4.7)$$

$$Z_{PM1} = (Z_{MPR5} + Z_{MPR4}) / 2 \quad (4.8)$$

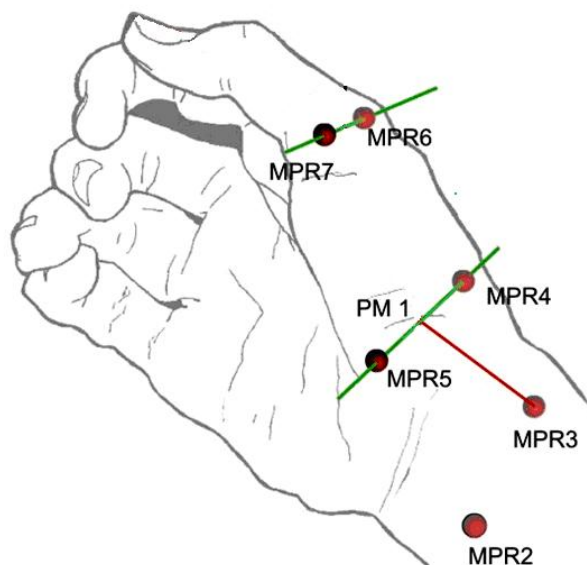


FIGURA 4.29 – Determinação do segmento rádio-trapézio

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

6) Cálculo das posições angulares do punho

Os valores de referência relacionados com o algoritmo desenvolvido no laboratório LABBIO poderia ter sido escolhido como referência absoluta. No entanto, parecia mais fácil para representar as ADMs da ATMC em relação aos planos anatômicos da mão, para a compreensão dos profissionais de saúde. Vários autores descrevem a biomecânica da ATMC como controversa por mover-se em uma orientação geométrica diferente dos eixos anatômicos fisiológicos e por apresentar dificuldades anatômicas intrínsecas como pequenas dimensões da ATMC, atuar em três graus de liberdade, dificuldade de palpação anatômica do trapézio e sua posição (COONEY *et al.*, 1981; MIYATA *et al.*, 2004; GOUBIER *et al.*, 2007). Cooney *et al.* (1981) utilizou marcadores para descrever as rotações trapezometacarpais em um estudo *ex vivo* sendo a posição funcional de referência do punho considerada a posição zero ou neutra. O sistema de referência de coordenadas X, Y e Z teve como base o trapézio na posição de repouso. Os resultados desse estudo de Cooney *et al.* concluíram que em relação aos planos anatômicos a ATMC em repouso permanece em 48° de flexão, 38° de abdução e 80° de pronação. Sendo posteriormente, esta metodologia de avaliação reconhecida pela Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) (WU *et al.*, 2005) como padrão para os estudos das ADMs da ATMC, e serviu de base para o estudo presente.

Dando sequência ao método desenvolvido para o atual estudo, determinou-se inicialmente a posição do punho por meio da decomposição do vetor “rádio-trapézio” (segmento formado entre MPR3 e PM 1) em relação aos eixos da base B1.

7) Determinação do segmento I metacarpal ou V1

Em sequência, determinou-se a partir dos MPRs posicionados lateralmente e medialmente à articulação MCF o segundo ponto médio (PM2) por meio das EQ. 4.9, 4.10 e 4.11 onde o resultado de X_{PM2} , Y_{PM2} e Z_{PM2} correspondeu às localizações nos eixos X, Y e Z respectivamente.

$$X_{PM2} = (X_{MPR6} + X_{MPR7}) / 2 \quad (4.9)$$

$$Y_{PM2} = (Y_{MPR6} + Y_{MPR7}) / 2 \quad (4.10)$$

$$Z_{PM2} = (Z_{MPR6} + Z_{MPR7}) / 2 \quad (4.11)$$

A reta traçada entre dois pontos médios (PM1 e PM2) definiram o segmento “I metacarpal” ou vetor $\vec{V1}$ (BARROSO *et al.*, 2006; BARROSO, 2007) exemplificado na FIG. 4.30.

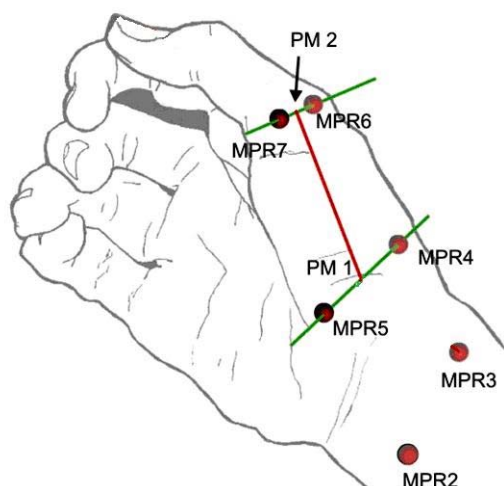


FIGURA 4.30 - Ilustração esquemática da determinação do vetor $\vec{V1}$

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

8) Cálculo das posições angulares da ATMC

O resultado obtido referente aos ângulos realizados pelo punho somado aos valores descritos por Cooney *et al.* (1981) foram subtraídos aos ângulos registrados referentes aos movimentos do vetor $\vec{V1}$ obtendo os movimentos da ATMC correspondentes aos planos anatômicos. Onde os ângulos entre o vetor $\vec{V1}$ e o plano YZ são considerados as ADMs de flexão e extensão (F/E) equivalente ao plano anatômico sagital. Em sequência os ângulos registrados entre o mesmo vetor e o plano XY corresponderam à abdução e adução (A/A) equivalente ao plano frontal. Utilizaram-se as EQ. 4.12, 4.13 e 4.14 onde o resultado de Pr_x , Pr_y e α que corresponderam aos movimentos de F/E do vetor V1 nos eixos X, Y e Z respectivamente da base B1.

Flexão (V2b0, bx1, bz1)

$$Pr_x = \frac{B1_x \cdot V2b0'}{\sqrt{B1_x \cdot B1_{x'}}} \quad (4.12)$$

$$Pr_y = \frac{B1_z \cdot V2b0'}{\sqrt{B1_z \cdot B1_{z'}}} \quad (4.13)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{Pr_y}{Pr_x} \right) \quad (4.14)$$

Em sequência utilizou-se as EQ. 4.15, 4.16 e 4.17 para calcular onde o resultado de Pr_x , Pr_y e α que corresponderam aos movimentos de A/A do vetor V1 nos eixos X, Y e Z respectivamente da base B1.

Abdução (V2b0, bx1, by1)

$$Pr_x = \frac{B1_x \cdot V2b0'}{\sqrt{B1_x \cdot B1_{x'}}} \quad (4.15)$$

$$Pr_y = \frac{B1_y \cdot V2b0'}{\sqrt{B1_y \cdot B1_{y'}}} \quad (4.16)$$

$$\alpha = \tan^{-1}\left(\frac{Pr_y}{Pr_x}\right) \quad (4.17)$$

Onde Bl_x são as coordenadas do eixo x da base 1.

Onde Bl_y são as coordenadas do eixo y da base 1.

Onde Bl_z são as coordenadas do eixo z da base 1.

A determinação das variações angulares dos movimentos de rotação da ATMC envolveu a localização de uma segunda base ortogonal, B2, que teve origem em PM1 (FIG.4.31).

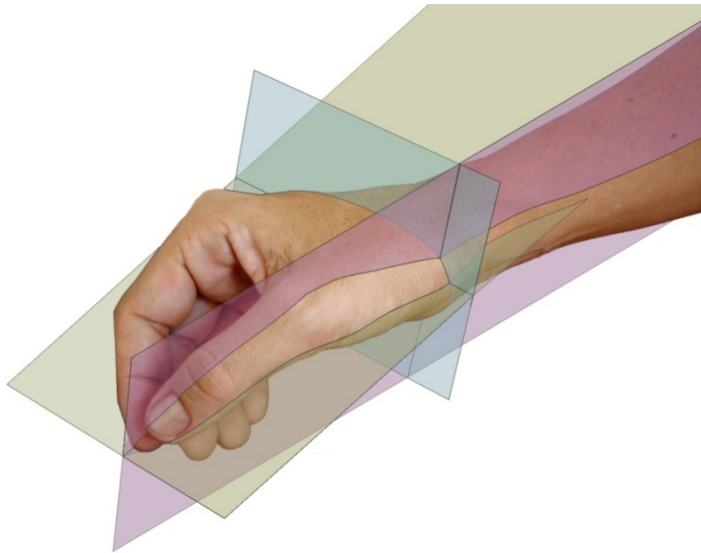


FIGURA 4.31 – Ilustração esquemática da determinação de B2.

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

A rotação axial da articulação ATMC é determinada pelo ângulo formado pelo plano MPR5, MPR4 e PM2, e o vetor MPR6-MPR7 (FIG. 4.32). Utilizou-se as EQ. 4.18, 4.19 e 4.20 para calcular onde o resultado de Projx, Projy e α que corresponderam às localizações do vetor MPR6 e MPR7 nos eixos X, Y e Z respectivamente.

Rotação (V3b0, B2z, B2y)

$$Pr_x = \frac{B2_z \cdot V3b0'}{\sqrt{B2_z \cdot B2_{z'}}} \quad (4.18)$$

$$Pr_y = \frac{B2_y \cdot V3b0'}{\sqrt{B2_y \cdot B2_{y'}}} \quad (4.19)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{Pr_y}{Pr_x} \right) \quad (4.20)$$

Onde $B2_z$ são as coordenadas do eixo z da base 2.

Onde $B2_y$ são as coordenadas do eixo y da base 2.

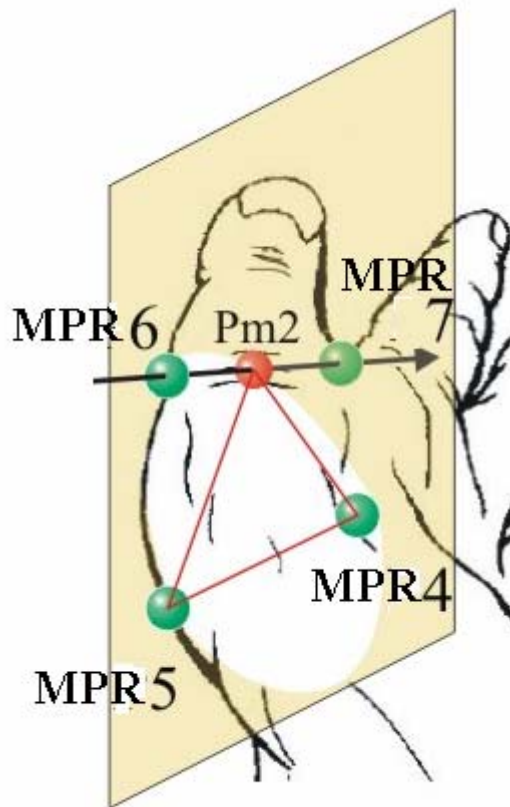


FIGURA 4.32 – Rotação axial

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

4.3.3 - Dinamometria

Para avaliar a atividade muscular, os participantes foram submetidos ao teste de força de preensão manual realizado com o dinamômetro Jamar[®] (*Therapeutic Equipment Corporation, Clifton, Nova Jersey, USA*). O modelo utilizado é descrito como PC 5030j1 com faixa de indicação 0-90 kgf e resolução 0,4 kgf. Para quantificar a força realizou-se o procedimento descrito por Mathiowetz *et al.* (1986). Os valores de força foram avaliados pela média da força máxima exercida após três tentativas.



FIGURA 4.33 – Posicionamento durante a dinamometria (a) sem órtese EPAPI e (b) com órtese EPAPI

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

As crianças participantes foram solicitadas a permanecerem sentadas confortavelmente na cadeira descrita anteriormente, mantendo o ombro aduzido, o cotovelo fletido em 90° e o antebraço e o punho em posição neutra, preconizado pela *American Society of hand Therapists* (ASHT) e pela Sociedade Brasileira de Terapeutas da Mão (SBTM). Todos os participantes foram instruídos a aplicar a força sem movimentos rápidos e bruscos. Coletou-se manualmente os resultados sem o uso da órtese EPAPI e posteriormente com a mesma. Em atendimento à recomendação da ASHT, considerou-se a primeira posição de pega do dinamômetro (FIG. 4.33).

Os resultados foram expressos como Kilograma-força (kgf).

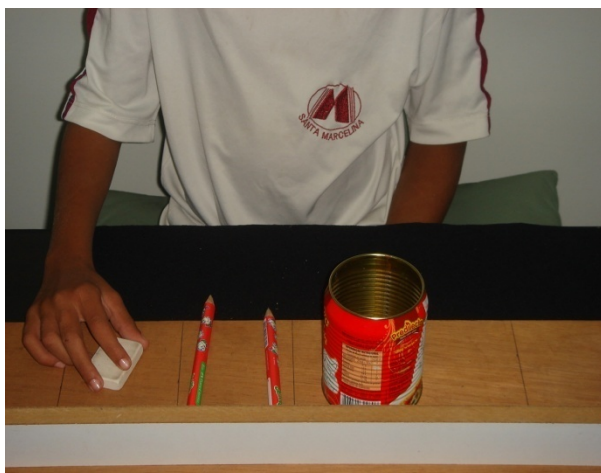
4.3.4 - Avaliação da habilidade manual

Para avaliação da destreza manual das crianças do estudo, foi utilizada uma adaptação do teste Jebsen Taylor de Função Manual. Este teste foi originalmente desenvolvido para a população adulta (JEBSEN *et al.*, 1969) e posteriormente adaptado e padronizado para a população infantil, incluindo crianças com PC (TAYLOR *et al.*, 1973).

O teste original consiste da medida de tempo gasto para completar cada uma das sete tarefas ou encargo do teste, que incluem cópia escrita de uma sentença, virar cartas, pegar e colocar objetos pequenos dentro de recipiente, simular alimentação com utensílios, empilhar blocos, transportar (ou apanhar) latas vazias e transportar latas cheias.

Durante o estudo piloto várias crianças com PC apresentaram dificuldades para realizar algumas tarefas/encargos do teste, o mesmo ocorreu nos estudos de Vaz (2004). Devido a este fator, com o intuito de promover maior consistência no desempenho, foram propostas adaptações de quatro provas do teste original, as quais foram utilizadas nesse estudo: (1) colocar 6 objetos pequenos (2 corretivos, 2 borrachas, 2 lápis triangulares infantis) dentro de uma lata vazia; (2) empilhar 4 blocos de madeira sobre uma tábua (tamanho de 1000 mm x 80 mm); (3) transportar e colocar 5 recipientes cilíndricos leves (50 mm de diâmetro, 120 mm de altura e peso 15 mg) e (4) transportar e colocar 5 recipientes cilíndricos pesados (50 mm de diâmetro, 120 mm de altura e peso 225 mg). Os materiais de cada prova eram dispostos de forma padronizada (JEBSEN *et al.*, 1969) e à mesma distância (12 cm) da criança sobre a mesa descrita anteriormente e forrada com material antiderrapante. As crianças participantes foram solicitadas a permanecerem sentadas e após a demonstração das tarefas a serem executadas, foram instruídas a completar as quatro atividades com a mão afetada o mais rápido que conseguissem (FIG. 4.34). A medição de cada tarefa, inicialmente sem órtese e posteriormente com, foi coletada pelo tempo gasto pela criança para completá-la. Os escores dos sub-testes foram medidos por meio do cronômetro - *digital Quartz*- em segundos necessários para completar cada uma das tarefas. O tempo máximo permitido para completar cada encargo/tarefa foi igual a 40 segundos (WRIGHT e GRANAT, 2000). Após esse tempo, se a criança não finalizasse o encargo/tarefa, o teste era interrompido e a mesma recebia um escore máximo de 40 s. O escore da função manual de cada criança, obtido pela coleta dos tempos gastos para completar cada uma dos quatro encargos/tarefas, foi utilizado na análise dos dados.

Os resultados foram expressos em segundos.



(a) Teste 1 JTHF - Transporte de objetos pequenos sem órtese



(b) Teste 2 JTHF - Transporte de objetos pequenos com órtese



(c) Teste 3 JTHF – Empilhamento de blocos de madeira sem órtese.



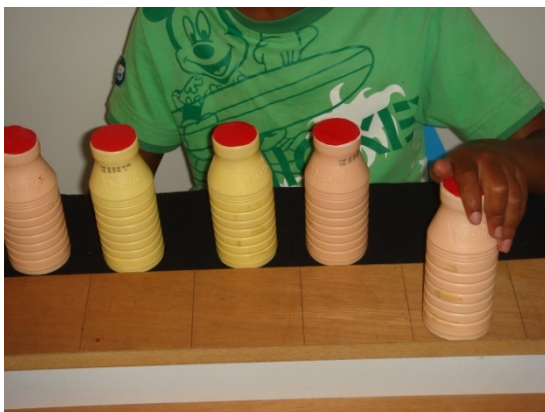
(d) Teste 4 JTHF – Empilhamento de blocos de madeira com órtese.



(e) Teste 5 JTHF – Transferência de recipientes cilíndricos leves sem órtese.



(f) Teste 6 JTHF - Transferência de recipientes cilíndricos leves com órtese.



(g) Teste 7 JTHF - Transferência de recipientes cilíndricos pesados sem órtese.



(h) Teste 8 JTHF - Transferência de recipientes cilíndricos pesados com órtese.

FIGURA 4.34 – Testes da Avaliação da habilidade manual

FONTE: Arquivo pessoal da autora, 2010.

4.4 Análise estatística

Todos os parâmetros avaliados (variação angular, força muscular e habilidade manual) foram expressos como médias $\pm$ e.p.m.. As comparações entre os dois grupos (com e sem uso de órteses) foram realizados pelo teste *t Student* pareado.

A distribuição de probabilidade foi realizada por meio de teste de Lilliefors e homogeneidade de erro da amostra foi realizada pelo teste de Bartlett.

5. Resultados e Discussão

O presente estudo avaliou a influência da órtese EPAPI nas ADMs da articulação ATMC, força muscular e habilidade manual em 32 crianças com hemiplegia espástica. O uso da órtese EPAPI foi avaliado por uma combinação de técnicas. Para as avaliações das ADMs estáticas utilizou-se o Método de Análise de Variação Angular Bidimensional (MAVA2D), para os registros dinâmicos o Método de Análise de Variação Angular Tridimensional (MAVA3D), a força muscular e habilidade foram medidas por meio da dinamometria e do teste de função manual Jebsen Taylor, respectivamente.

A TAB. 5.1 descreve os dados dos participantes do presente estudo com seus respectivos percentuais. Da população estudada 15 eram meninos e 17 meninas com idades entre 5 e 12 anos (média $8,6 \pm 1,5$ anos) destes, 11 crianças apresentavam hemiplegia direita e 21 hemiplegia esquerda.

TABELA 5.1 - Descrição dos participantes do estudo (n=32)

Características	n*
Idade (anos), média (graus)	7,97 anos (5 – 12)
Sexo	
Masculino	15 (46,87%)
Feminino	17 (53,12%)
Hemiplegia	
Direita	11 (34,37%)
Esquerda	21 (65,62%)
MACS	
1	5 (15,62%)
2	27 (84,37%)

* Dados com percentuais sobre gênero, hemiplegia e resultado da avaliação MACS

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

A paralisia cerebral (PC) geralmente tem repercussões funcionais, comprometendo tanto as estruturas neuromusculoesqueléticas, como por exemplo, prejudicando a mobilidade das articulações, a força e tônus musculares e a coordenação motora. Existe uma grande variedade de acometimentos dentro do grupo de PC que

apresenta hemiplegia espástica desde déficits sensoriais, recrutamento muscular inadequado, posturas estereotipadas e outros. Para minimizar a dispersão da amostra foram utilizados neste estudo, como critério de inclusão, os níveis I e II do sistema de classificação da função manual (*The Manual Ability Classification System* -MACS) (ELIASSON *et al.*, 2006).

O estudo de estruturas e movimentos tão específicos quanto os da ATMC torna-se limitado sendo necessários critérios diferenciados em crianças com PC. As crianças participantes deste estudo apresentaram pronação do antebraço, flexão de punho e adução da ATMC associadas à flutuação de tônus e a incoordenação motora, confirmando as observações clínicas e relatos da literatura (WILTON, 2003; CHAGAS *et al.*, 2008).

Embora a mão humana possa desempenhar uma variedade de pinças e preensões os movimentos escolhidos neste estudo, pinça lateral, tripude e preensão cilíndrica, representam os padrões usados nas atividades de vida diária (AVDs) (SCHIEBER e SANTELLO, 2004; YOKOGAWA e HARA, 2004; GOUBIER *et al.*, 2009). É estimado que cerca de 87% das AVDs usam os movimentos investigados neste estudo (PONS *et al.*, 2004). Estes movimentos dependem do desempenho do polegar mais especificamente da ATMC que opera tridimensionalmente na flexão/extensão, abdução/adução e rotação axial.

A configuração da ATMC impõe dificuldades adicionais para estudá-la: por se mover em uma orientação geométrica diferente dos planos anatômicos e exibir especiais características anatômicas (pequena dimensão e profundidade de posicionamento) (COONEY *et al.*, 1981; MIYATA *et al.*, 2004; MIYATA *et al.*, 2005; LEARDINI *et al.*, 2005). As superfícies recíprocas, côncavo-convexas da ATMC formam um mecanismo de engrenagem da articulação considerado o equivalente mecânico a uma junta ou articulação universal atuando em três dimensões. Este formato permite a abertura do primeiro espaço interdigital determinando o tamanho dos objetos que a mão é capaz de apreender (COONEY *et al.*, 1981; KUO *et al.*, 2003; SCHIEBER e SANTELLO, 2004). Na população estudada foi observado a redução do primeiro espaço interdigital o que comprometia as ADMs e por conseguinte a habilidade manual. No grupo de crianças com PC avaliados a anormalidade postural do membro superior representou complicações adicionais associadas às dificuldades já descritas acima para o estudo da ATMC.

Dispositivos mecânicos têm sido utilizados na tentativa de restaurar o posicionamento funcional da mão na modelagem de estruturas músculo-esqueléticas envolvidas no padrão hipertônico. Estes dispositivos atuam reposicionando e alongando as estruturas anatomicas envolvidas gerando vantagens biomecânicas. Como um dos recursos citados pela literatura, as órteses que objetivam a abertura do primeiro espaço interdigital e a extensão do punho na mão hipertônica têm propiciado melhoras funcionais (WILTON, 2003). A órtese EPAPI utilizada neste estudo é uma inovação baseada nos modelos convencionais que favoreceu o posicionamento anatômico e funcional da ATMC por meio da haste localizada ventralmente na eminência tênar. Além disto, a órtese EPAPI, do tipo híbrida, associa a combinação de neoprene® e termoplástico promovendo maior flexibilidade, funcionalidade e possibilidades de ajustes dinâmicos, vantagens descritas por Wilton *et al.* (2003), Ford *et al.* (2003), Teplicky *et al.* (2002) e Weiss *et al.* (2004).

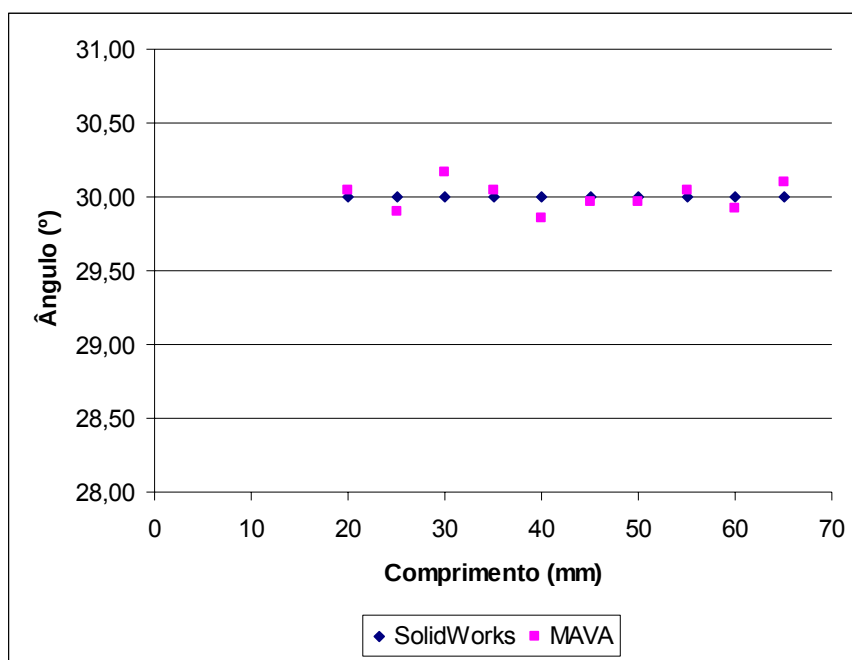
A influência do uso da órtese EPAPI no padrão da mão hipertônica, característica da paralisia cerebral (PC), foi investigada por métodos que avaliaram as ADMs (MAVA2D, MAVA3D), força muscular (dinamometria) e habilidade manual (teste Jebsen Taylor) componentes chaves da funcionalidade manual.

Na primeira parte deste estudo realizaram-se avaliações da repetitividade dos métodos MAVA2D e MAVA3D.

O teste de repetitividade do MAVA2D, desenvolvido para este estudo, não mostrou variação dos resultados obtidos nos valores de Amplitudes de Movimento (ADMs) registradas.

A repetitividade da técnica de posicionamento dos três MPRs utilizada no MAVA2D, que baseou-se na palpação anatômica descrita por Field (2001) e Young *et al.* (2010), foi registrada em flexão/extensão (F/E) por meio de 10 fotos em um mesmo participante saudável tendo como resultado $\pm 0,26^\circ$ para 95% do intervalo de confiança.

Para medir a confiabilidade das medidas efetuadas pelo MAVA2D desenvolveram-se três testes utilizando-se o programa *SolidWorks*® para gerar 3 círculos os quais representaram os MPRs e posteriormente foram exportados para o MAVA2D. O resultado do primeiro teste que avaliou 10 imagens possuindo 2 segmentos com diferentes comprimentos formando o mesmo ângulo entre si, foram processadas a fim de analisar a resposta do programa para diferenças geométricas (permitindo utilizar o método também para diferenças antropométricas) está representado no GRAF. 5.1.



$$y = -0,0002x + 30,009$$

$$R^2 = 0,0006$$

GRÁFICO 5.1 – Primeiro teste MAVA 2D

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

Para verificar a influência da distância entre a câmera e o objeto avaliado realizou-se o segundo teste que envolveu 10 imagens possuindo segmentos de igual comprimento e ângulo de 30° variando apenas a ampliação das imagens. Os resultados do MAVA2D obtiveram média 29,9 ° ±0,06 ° (GRAF.5.2).

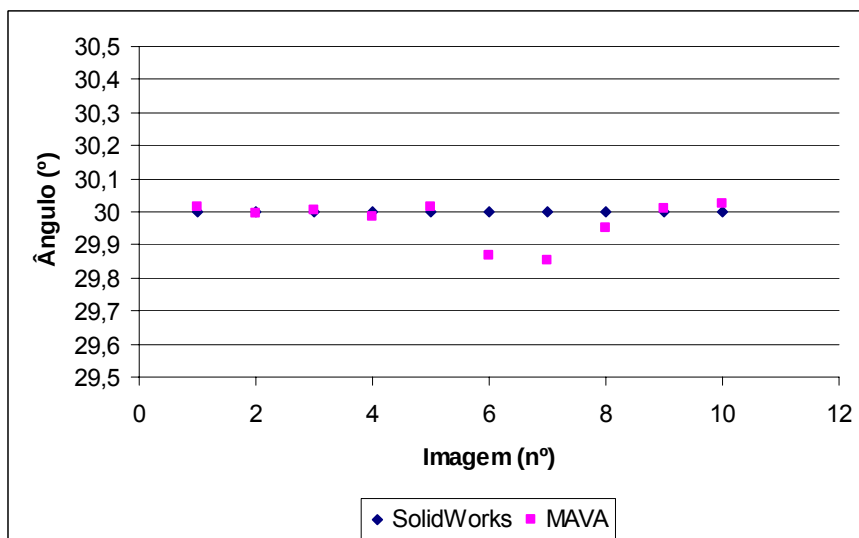
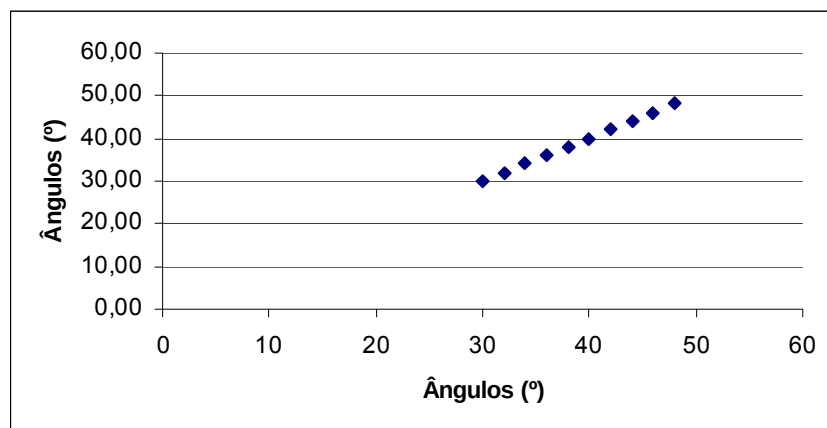


GRÁFICO 5.2 – Segundo teste MAVA 2D

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

Durante o terceiro teste realizando-se a correlação entre as variáveis (valores do SolidWorks versus resultados obtidos pelo MAVA2D) obteve-se a equação da reta abaixo que descreve a relação entre as duas variáveis (GRAF.5.3).



$$y = 1,0008x$$

$$R^2 = 0,999989$$

GRÁFICO 5.3 – Terceiro teste MAVA 2D

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

Uma série de medidas no MAVA3D foi realizada para demonstrar a repetitividade de posicionamento dos sete MPRs baseada na mesma técnica de palpação anatômica descrito por Field (2001) e Young *et al.* (2010). Dez medições realizadas no mesmo participante saudável não apresentaram variação da distância entre os segmentos antebraço (MPR1MPR2), punho (MPR2MPR3), ATMC (MPR5MPR4), rádio-trapézio (PM1MPR3) e primeiro metacarpal (PM2PM1). O GRAF. 5.4 ilustra os resultados das medições do tamanho dos segmentos citados, sendo antebraço $235,9 \pm 4,2$ mm; punho $36,0 \pm 2,6$ mm; ATMC $43,0 \pm 1,8$ mm; rádio-trapézio $47,7 \pm 2,1$ mm; primeiro metacarpo $45,4 \pm 1,7$ mm. Os resultados não apresentaram variação no tamanho dos 5 segmentos avaliados, sendo: antebraço $\pm 2,98$ mm, punho $\pm 1,86$ mm, ATMC $\pm 1,34$ mm, rádio-trapézio $\pm 1,56$ mm e primeiro metacarpal $\pm 1,25$ mm para 95% de intervalo de confiança.

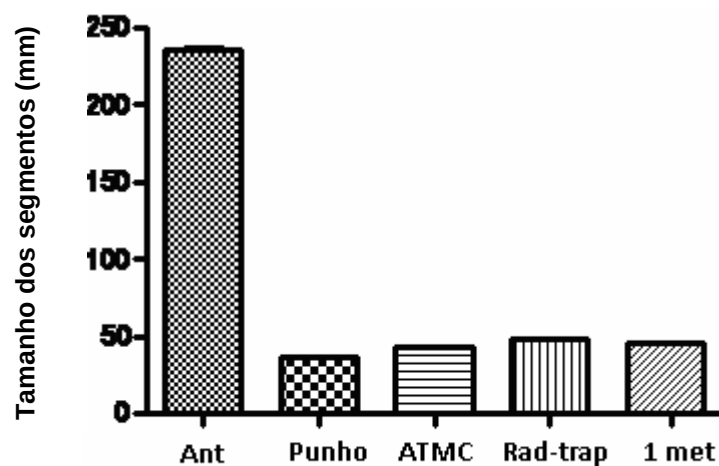


GRÁFICO 5.4 – Resultados das medições do tamanho dos segmentos antebraço (Ant); Punho; ATMC; rádio-trapézio (rad-trap); primeiro metacarpal (1 met). Os valores representam a média $\pm$ e.p.m

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

A repetitividade do método adotado para fixação dos MPRs foi testada e resultou em 95% de confiabilidade nos métodos MAVA2D e MAVA3D. Desde modo o recurso de fixar MPRs em referências anatômicas foi uma estratégia que contornou as limitações descritas para o estudo das ADMs da ATMC. É sabido que a avaliação precisa dessa articulação é prejudicada pelo deslizamento da pele, pela localização profunda de pequenos ossos na articulação e pelos numerosos graus de liberdade da

ATMC (MIYATA *et al.*, 2004; MIYATA *et al.*, 2005 ; LEARDINI *et al.*, 2005). Foi também interessante observar que os três testes de confiabilidade do MAVA2D não apresentaram diferenças significativas quando comparados ao programa *SolidWorks*[®], utilizado como referência.

5.1 - Método de Análise da Variação Angular Bidimensional (MAVA2D)

Os resultados das ADMs nas duas pinças (lateral e tripude) e preensão cilíndrica e em posição de repouso são apresentados nos GRAF. 5.5 e 5.6. Antes do uso da órtese, a ADM da ATMC durante o desempenho de pinça lateral em flexão/extensão (FE) foi de $28,4 \pm 1,7^\circ$, após o uso da órtese a ADM aumentou para $37,5 \pm 1,6^\circ$ ($p < 0,00001$). A ADM de abdução/adução (AA) passou de $22,0 \pm 1,1^\circ$ a $30,0 \pm 0,9^\circ$ ($p < 0,00001$).

TABELA 5.2 – Descrição dos resultados do MAVA2D

Movimento	Pinça Lateral		Pinça tripude		Preensão cilíndrica		Posição de repouso	
	*SO	**CO	SO	CO	SO	CO	SO	CO
Flexão/ Extensão	$28,4 \pm 1,7^\circ$	$37,5 \pm 1,6^\circ$	$29,4 \pm 1,6^\circ$	$38,0 \pm 1,7^\circ$	$36,0 \pm 1,7^\circ$	$42,0 \pm 1,8^\circ$	$36,0 \pm 1,7^\circ$	$42,0 \pm 1,8^\circ$
Abdução/ Adução	$22,0 \pm 1,1^\circ$	$30,0 \pm 0,9^\circ$	$21,0 \pm 1,1^\circ$	$31,0 \pm 0,9^\circ$	$23,4 \pm 1,4^\circ$	$36,0 \pm 1,0^\circ$	$28,0 \pm 1,5^\circ$	$37,5 \pm 1,8^\circ$

*SO= Sem órtese

** CO= Com órtese

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

Durante o desempenho da pinça tripude em FE foi de $29,4 \pm 1,6^\circ$, após o uso da órtese, a ADM aumentou para $38,0 \pm 1,7^\circ$ ($p < 0,00001$) e a ADM em AA passou de $21,0 \pm 1,1^\circ$ para $31,0 \pm 0,9^\circ$ ($p < 0,00001$). Durante a execução da preensão cilíndrica em FE foi de $36,0 \pm 1,7^\circ$ aumentou para $42,0 \pm 1,8^\circ$ ($p < 0,00001$) e a ADM em AA passou de $23,4 \pm 1,4^\circ$ para $36,0 \pm 1,0^\circ$ ($p < 0,00001$). A ADM durante a posição de repouso durante a FE foi de $36,0 \pm 1,7^\circ$ aumentou para $42,0 \pm 1,8^\circ$ ($p < 0,00001$). A ADM em AA passou de $28,0 \pm 1,5^\circ$ para $37,5 \pm 1,8^\circ$ ($p < 0,00001$) (TAB. 5.2). As ADMs de todos os movimentos e a posição de repouso avaliados apresentaram ganhos que variaram de 22 a 69% mostradas na TAB. 5.3.

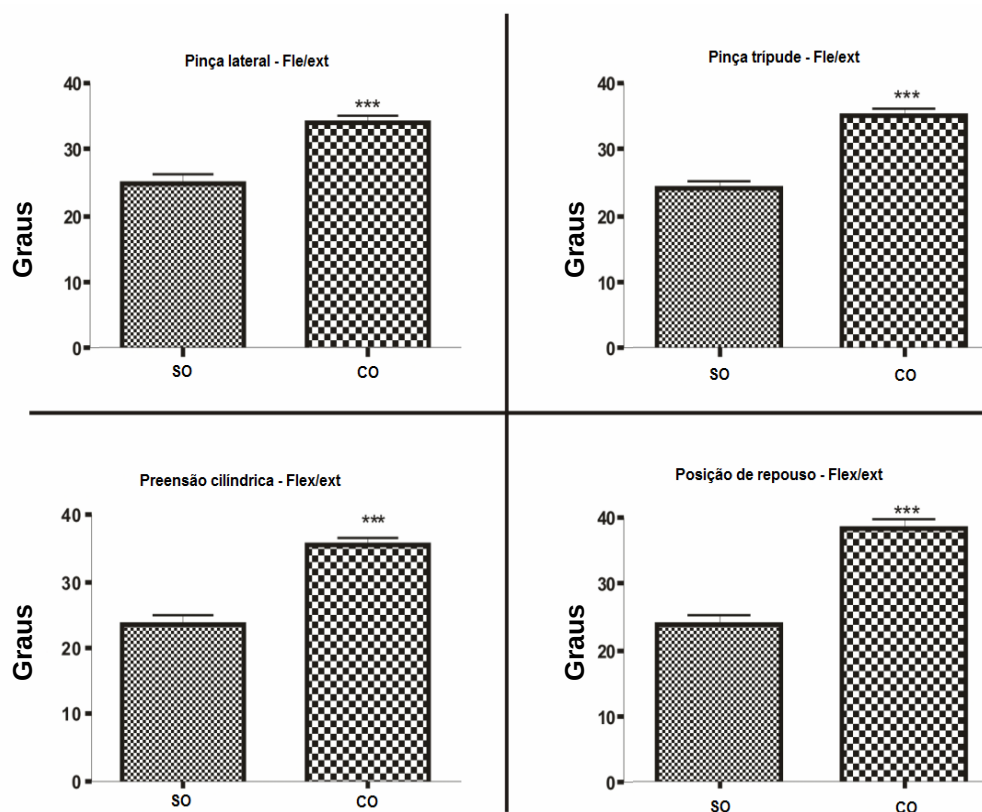


GRÁFICO 5.5 – Variações angulares da ATMC durante a flexão e extensão: pinça lateral, pinça tripude, preensão cilíndrica e posição de repouso no MAVA2D. Os valores representam média $\pm$ e.p.m.; *** $p < 0,001$.

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

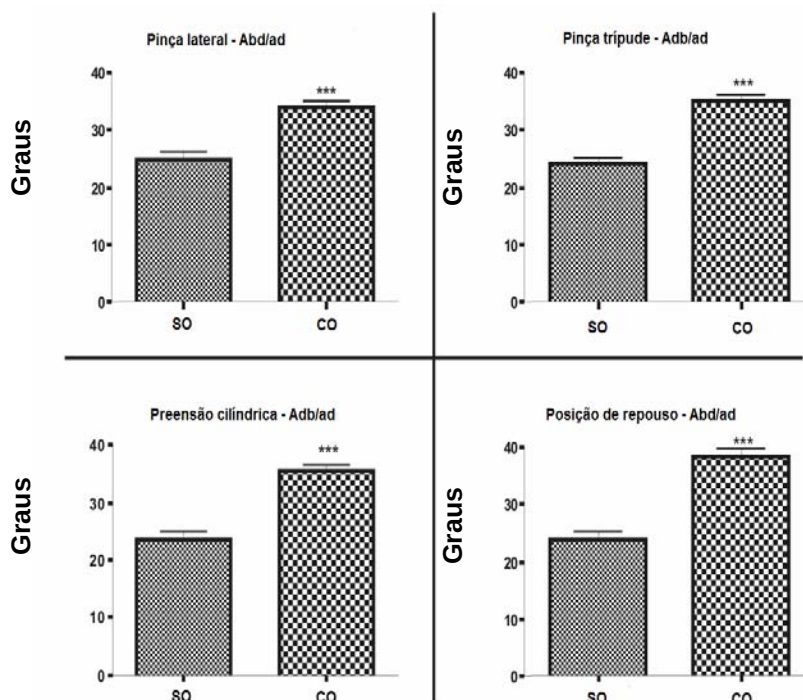


GRÁFICO 5.6 – Variações angulares da ATMC durante a abdução e adução: pinça lateral, pinça tripude, preensão cilíndrica e posição de repouso no MAVA2D. Os valores representam média $\pm$ e.p.m.; *** $p < 0,001$.

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

TABELA 5.3 - MAVA2D

Variáveis	% de melhora	p*
Flexão lateral	46	0,00001
Flexão tripude	57	0,00001
Flexão cilíndrica	64	0,00001
Flexão posição de repouso	69	0,00001
Abdução lateral	46	0,00001
Abdução tripude	40	0,00001
Abdução cilíndrica	26	0,0009
Abdução posição de repouso	41	0,00001

*Valores de probabilidade pelo teste de *Student* (amostras dependentes)

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

Vários autores já descreveram ângulos da ATMC durante a execução das pinças estudadas neste trabalho. A grande variedade encontrada quanto às medidas entre os dados obtidos neste estudo e os descritos na literatura 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 e HARA, 2004; GOUBIER *et al.*, 2006). No presente trabalho buscou-se estabelecer medições dos ângulos articulares da ATMC utilizando-se monitoramento geométrico que analisa no plano (2D) imagens digitais de marcadores passivos reflexivos (MPRs) localizados em referências anatômicas específicas. Este método, desenvolvida para este estudo, foi eficaz em determinar o efeito da órtese EPAPI nos ganhos das ADMs durante a execução das pinças lateral e trípode, da preensão cilíndrica e da posição de repouso realizados pela ATMC, nas incidências flexão/extensão, abdução/adução.

Foi relevante notar que em todos os movimentos e posição de repouso avaliados a incidência de F/E apresentou maior amplitude em relação à incidência de A/A, confirmando dados da literatura que mostram ângulos articulares de maior magnitude na F/E (CHEZE *et al.*, 2001; CHEEMA *et al.*, 2005; LI *et al.*, 2006; GOUBIER *et al.*, 2006). Desta forma o MAVA2D apresentou equivalência aos outros métodos já descritos na medição do padrão anatômico. Foi também observado que a órtese EPAPI não alterou o padrão anatômico e funcional. A relevância deste dado tem importantes implicações clínicas uma vez que a órtese não interferiu em aspectos fisiológicos neuromotores. Além disto, estabelece parâmetros para condutas reabilitacionais e clínicas.

O presente trabalho descreveu uma metodologia original e inovadora, que tem a vantagem de ser adequada para uso clínico. As duas incidências medidas permitiu adquirir as ADMs da ATMC e pode ser usada como uma ferramenta importante na prática clínica, por ser portátil, simples, permitir análise *in loco*, ter baixo custo e ser de fácil manuseio, tornando-o adequado para prática terapêutica.

5.2 – Método de Análise da Variação Angular Tridimensional (MAVA3D)

Durante a medição dos ângulos em 3D foram obtidos os resultados das ADMs nas duas pinças (lateral e trípode) e preensão cilíndrica antes e depois do uso da órtese (TAB. 5.4). A ADM da ATMC durante a execução da pinça lateral em flexão/extensão (FE) sem a utilização da órtese EPAPI foi de $47^{\circ} \pm 2^{\circ}$, após o uso da órtese a ADM aumentou para $62^{\circ} \pm 4^{\circ}$ ($p < 0,001$). A ADM de abdução/adução (AA)

passou de $17^{\circ} \pm 2^{\circ}$ a $33,5^{\circ} \pm 4,5^{\circ}$ ($p < 0,0001$) e durante a rotação axial $167^{\circ} \pm 1^{\circ}$ para $169^{\circ} \pm 2^{\circ}$ ($p < 0,84$) (GRAF. 5.7).

TABELA 5.4 – Descrição dos resultados do MAVA3D						
Movimento	Pinça Lateral		Pinça trípode		Preensão cilíndrica	
	*SO	**CO	SO	CO	SO	CO
Flexão/ Extensão	$47 \pm 2^{\circ}$	$62 \pm 4^{\circ}$	$45,5 \pm 2^{\circ}$	$62 \pm 4^{\circ}$	$46 \pm 3^{\circ}$	$58 \pm 3^{\circ}$
Abdução/ Adução	$17 \pm 2^{\circ}$	$33,5 \pm 4,5^{\circ}$	$22 \pm 2^{\circ}$	$33 \pm 4^{\circ}$	$20,5 \pm 2^{\circ}$	$38,5 \pm 4,4^{\circ}$
Rotação axial	$167 \pm 1^{\circ}$	$169 \pm 2^{\circ}$	$168 \pm 1^{\circ}$	$171 \pm 2,5^{\circ}$	$166 \pm 1^{\circ}$	$166 \pm 2^{\circ}$

*SO= Sem órtese

** CO= Com órtese

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

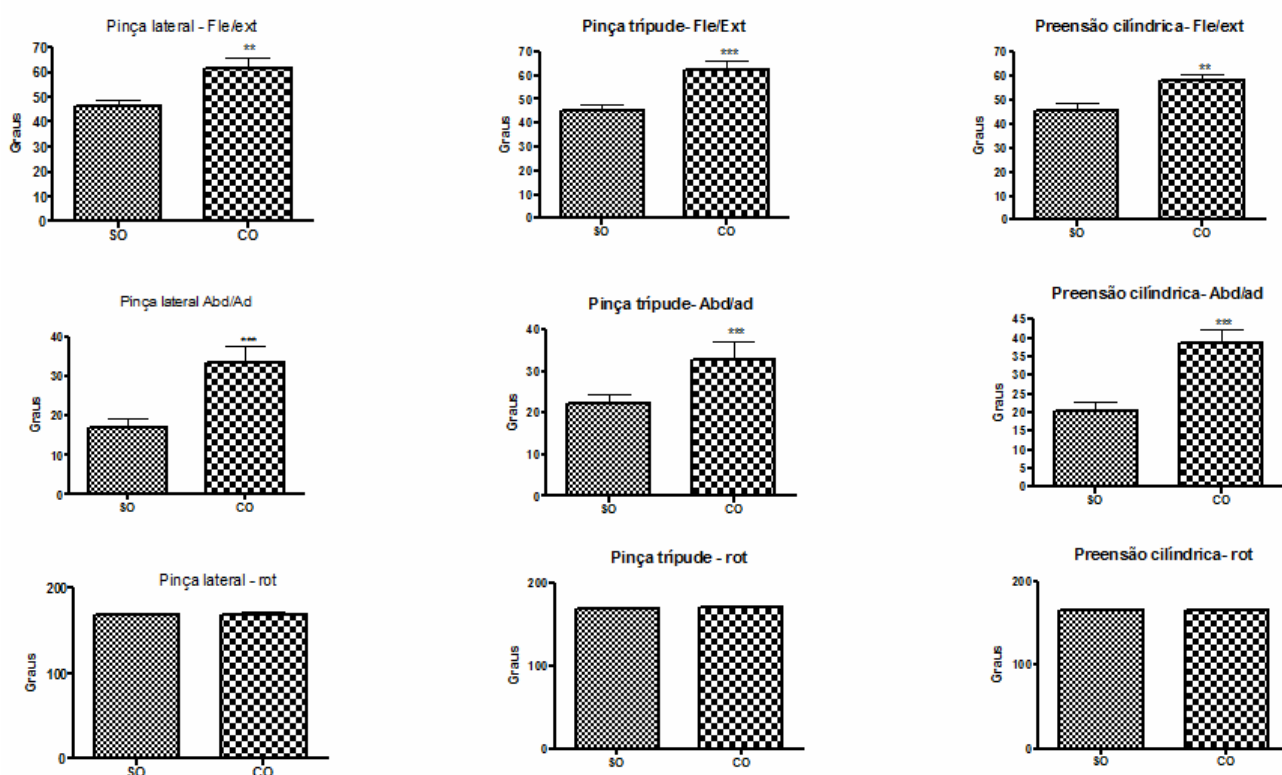


GRÁFICO 5.7 - Variações angulares da ATMC executando a pinças (lateral e trípode) e preensão cilíndrica, durante as indicências de flexão/extensão, abdução/adução e rotação axial no MAVA3D. Os valores representam média $\pm$ e.p.m.; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$.

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

Durante o desempenho da pinça trípode em FE a ADM foi de $45,5^{\circ} \pm 2^{\circ}$ e após o uso da órtese, a ADM aumentou para $62^{\circ} \pm 4^{\circ}$ ($p < 0,0005$) e em AA passou de $22^{\circ} \pm 2^{\circ}$ para $33^{\circ} \pm 4^{\circ}$ ($p < 0,0003$). Durante a rotação axial sem a utilização da órtese EPAPI as crianças participantes realizaram $168^{\circ} \pm 1^{\circ}$ e com a órtese $171^{\circ} \pm 2,5^{\circ}$ ($p < 0,33$) (GRAF. 5.7).

Durante a execução da preensão cilíndrica em FE a ADM foi de $46^{\circ} \pm 3^{\circ}$ aumentando para $58^{\circ} \pm 3^{\circ}$ ($p < 0,002$) e a ADM em AA passou de $20,5^{\circ} \pm 2^{\circ}$ para $38,5^{\circ} \pm 4^{\circ}$ ($p < 0,0002$). Inicialmente registrou-se a ADM $166^{\circ} \pm 1^{\circ}$ sem a utilização da órtese EPAPI, mantendo o mesmo resultado $166^{\circ} \pm 2^{\circ}$ ($p < 0,98$) durante a utilização da órtese EPAPI (GRAF. 5.7).

O MAV3D foi utilizado neste estudo para o registro dinâmico dos movimentos da ATMC durante as atividades propostas em crianças participantes com paralisia cerebral. Esta técnica já foi descrita para registro dos ângulos funcionais em indivíduos assintomáticos durante a execução das pinças lateral e trípode e a preensão cilíndrica (BARROSO, 2007). Devido à particularidade da ATMC da população estudada associada à movimentos rotacionais de antebraço, incoordenação motora e flutuação de tônus, houve necessidade de ajustes metodológicos como o aumento do número de câmeras (de quatro para seis) e seus posicionamentos. Além disto, os registros foram obtidos inicialmente com a mão livre e posteriormente utilizando a órtese EPAPI que foi eficaz em aumentar as ADMs após seu uso. As ADMs de F/E e A/A apresentaram ganhos, enquanto os movimentos de rotação axial não alteraram mostradas na TAB. 5.5.

TABELA 5.5 – MAV3D		
Variáveis	% de melhora	p ^{***}
Pinça Lateral F/E*	31	0,001
Pinça Lateral A/A**	97	0,0006
Pinça Lateral Rotação axial	1,2	0,84
Pinça Tripude F/E*	36	0,0005
Pinça Tripude A/A**	50	0,03
Pinça Tripude Rotação axial	1,2	0,3
Preensão Cilíndrica F/E*	26	0,002
Preensão Cilíndrica A/A**	87	0,0002
Preensão Cilíndrica Rotação axial	0	0,9

*F/E movimentos de flexão e extensão

** A/A movimentos de abdução e adução

***Valores de probabilidade pelo teste de *Student* (amostras dependentes).

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

Vários estudos se dedicaram a estabelecer metodologias para a medição exata das ADMs da ATMC por meio de estudos dos eixos de atuação do polegar (COONEY e CHAO 1977; CHEZE *et al.*, 2001; CHEEMA *et al.*, 2005; GOUBIER *et al.*, 2007; CERVERI *et al.*, 2008). Cooney *et al.* (1981) mediram os movimentos da ATMC, *ex vivo* e *in vivo*, utilizando radiografias bi-planares com marcadores de metal. Estes autores determinaram a orientação geométrica do osso trapézio relacionada com a mão, e os ângulos médios de abdução, flexão e pronação relacionados ao eixo fixo de referência do terceiro metacarpo. Cooney *et al.* (1981) relataram em seus estudos em cadáveres ADMs em FE: $53^{\circ} \pm 11^{\circ}$ e em AA: $42^{\circ} \pm 4^{\circ}$ e para análises *in vivo* (FE: $63 \pm 9^{\circ}$; AA: $47 \pm 6^{\circ}$). Estes resultados foram aceitos e padronizados pela Sociedade Internacional de Biomecânica (ISB) (WU *et al.*, 2005). Observa-se que, os resultados obtidos pelo MAVA3D estão de acordo com os encontrados por Cooney *et al.* (1981) que foram baseados na orientação geométrica descrita por este autores, em vista do padrão postural hipertônico da mão das crianças com PC.

5.3 – Dinamometria

O efeito da órtese EPAPI na força muscular avaliado pelo método de dinamometria mostrou que a média antes do uso da órtese foi de $3,6 \pm 0,2$ kgf e utilizando a órtese foi $5,4 \pm 0,3$ kgf ($p < 0,00001$). Este resultado representou 54% de melhora na execução de força muscular manual mostrada na TAB. 5.6.

TABELA 5.6 – Dinamometria

Variáveis	% de melhora	p*
Força muscular	54	0,00001

*Valores de probabilidade pelo teste de *Student* (amostras dependentes).

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

As medições por meio da dinamometria vem sendo utilizadas para avaliar a força muscular em crianças com PC (KRAMER *et al.*, 1994; DAMIANO e ABEL, 1998; DAMIANO *et al.*, 2001; ENGSBERG *et al.*, 2007; ARNOULD *et al.*, 2007). Na literatura, há estudos que reportam déficits de força muscular em crianças com PC quando comparadas com crianças sem patologia (DAMIANO *et al.*, 2001; ENGSBERG *et al.*, 2007). Além disso, estudos prévios revelaram que o desempenho da força

muscular tem um impacto positivo sobre a função do membro superior em PC (KRAMER e MACPHAIL, 1994; DAMIANO e ABEL, 1998; WRIGHT e GRANAT, 2000; BOYD *et al.*, 2001; DODD *et al.*, 2002; VAZ *et al.*, 2006). Os resultados deste estudo mostraram que a órtese EPAPI foi capaz de melhorar a força muscular na execução da preensão cilíndrica. Este resultado é consistente com a hipótese de que um ganho específico de força muscular é obtido na posição de punho em extensão (CARMICK, 1997; VAZ *et al.*, 2006). A EPAPI pode ter favorecido um maior recrutamento de fibras musculares, por meio da extensão do punho e a abdução do primeiro espaço interdigital, gerando ganho de força observado.

5.4 – Avaliação da habilidade manual

A habilidade manual, avaliada por meio do teste Jebsen Taylor, apontou que o tempo médio para pegar pequenos objetos, diminuiu de $26,4 \pm 1,8$ s para $23,0 \pm 1,8$ s ($p < 0,0017$). O tempo de empilhamentos de peças de blocos de madeira diminuiu de $17,5 \pm 1,7$ s para $14,4 \pm 1,7$ s ($p < 0,0020$). O tempo de pegar recipientes cilíndricos leves diminuiu de $20,3 \pm 1,7$ s para $17,9 \pm 1,7$ s ($p < 0,041$). Para recipientes cilíndricos pesados o tempo diminuiu de $18,6 \pm 1,5$ s para $14,1 \pm 1,3$ s ($p < 0,00001$) mostrados na TAB. 5.6. Estes resultados revelam melhoras entre 8 e 23% durante o desempenho das quatro atividades avaliadas (TAB. 5.7).

TABELA 5.7 - Descrição dos resultados do teste de função manual Jebsen Taylor

Peq. objetos		Bloc. madeira		Recip. cilínd. leves		Recip. cilínd. pesad	
*SO	**CO	SO	CO	SO	CO	SO	CO
26,40s	23,05s	17,53s	14,36s	20,30s	17,94s	18,65s	14,10s
$\pm 1,85$	$\pm 1,76$	$\pm 1,70$	$\pm 1,70$	$\pm 1,72$	$\pm 1,74$	$\pm 1,50$	$\pm 1,35$

*SO= Sem órtese

** CO= Com órtese

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

TABELA 5.8 – Jebsen-Taylor		
Variáveis	% de melhora	p*
Objetos pequenos	11	0,0017
Blocos de madeira	18	0,0020
Recipientes cilíndricos leves	8	0,0415
Recipientes cilíndricos pesados	23	0,00001

*Valores de probabilidade pelo teste de *Student* (amostras dependentes).

FONTE: Autora do estudo clínico, 2010.

O teste de habilidade manual Jebsen-Taylor mostrou que a órtese EPAPI foi capaz de diminuir o tempo necessário para realizar todas as atividades (pequenos objetos, blocos de madeira, recipientes cilíndricos leves e pesados). A pinça polpa-polpa, que é necessária para pegar objetos pequenos, foi facilitada pelo posicionamento do polegar na órtese EPAPI. Este subteste exige mais habilidade para a manipulação e, nos casos específicos de pequenos objetos como o lápis, era comum a associação da pinça lateral e o movimento de pronação do antebraço. Esse movimento foi realizado com êxito, independentemente da dificuldade em controlar os movimentos devido à espasticidade. A órtese provavelmente favorece estratégias alternativas para superar as limitações dos movimentos de pronação do antebraço. As observações globais da aquisição de dados e da melhoria no tempo gasto para completar as tarefas sugerem melhoria qualitativa no desempenho do motor.

Os resultados mostraram que as ADMs, força muscular e a habilidade manual foram beneficiados após o uso da órtese EPAPI. Na literatura, existem poucos testes padronizados para avaliar a função da mão de crianças com PC (WILTON *et al.*, 2003), e, considerando os instrumentos disponíveis, a combinação dos quatro métodos (aquisição de imagem 2D e 3D, dinamometria e Jebsen-Taylor) pareceu ser eficiente para evidenciar os benefícios da órtese EPAPI.

Os controles do tempo entre apreender e soltar um objeto, o ajuste refinado da abertura da ATMC conforme o tamanho dos objetos e da força muscular são vivenciados à medida que a criança com PC tem oportunidades como, por exemplo, o uso da órtese EPAPI, para melhorar o envio de informações neuronais do movimento influenciando positivamente interações com o meio.

Em estudos anteriores, as técnicas desenvolvidas para análises da ATMC concentraram-se na determinação das ADMs máximas dos ângulos articulares (KUO *et al.*, 2003, FIGUEROA *et al.*, 2003; WEISS *et al.*, 2004; YOKOGAWA e HARA, 2004; GOUBIER *et al.*, 2006). 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 essenciais ao ser humano como as desempenhadas pelo polegar e suas articulações. Uma vez que a grande demanda dos participantes deste estudo e de indivíduos com lesões que reduziram a funcionalidade baseia-se em alcançar autonomia, a relevância de avaliações das ADMs funcionais, força muscular e habilidade manual torna-se mais evidente para a melhoria da qualidade de vida desses.

6. CONCLUSÕES

No presente estudo avaliou-se a influência da órtese EPAPI nas variáveis de ADMs estática e dinâmica da ATMC, força muscular e habilidade manual em 32 crianças com PC tipo espástico hemiplégico. Os resultados evidenciaram a eficácia da metodologia utilizada pela combinação de métodos de análise de imagens bidimensional e tridimensional, dinamometria e teste de habilidade manual Jebsen Taylor.

A metodologia do MAVA2D, desenvolvido para este estudo, mostrou eficácia na medição estática das ADMs da ATMC. Além disto, é uma ferramenta portátil, de fácil manipulação, baixo custo e que requer pequeno espaço físico com potencial aplicação em ambiente clínico.

A avaliação da repetitividade do posicionamento dos MPRs em referências anatômicas no MAVA2D e MAVA3D, indicou a confiabilidade dos resultados obtidos.

As atividades desenvolvidas pelas crianças participantes (pinças lateral e trípode e preensão cilíndrica), o desempenho força muscular e habilidade representam atividades básicas da função manual que são amplamente afetadas na mão de padrão hipertônico na paralisia cerebral. O uso da órtese EPAPI influenciou positivamente todos os parâmetros avaliados.

O conhecimento da funcionalidade manual é essencial para prescrever intervenções terapêuticas eficazes para minimizar perdas funcionais.

7. SUGESTÕES PARA ESTUDOS FUTUROS

O planejamento baseado em resultados obtidos neste estudo apresenta a potencialidade de atender às freqüentes solicitações de indivíduos acometidos por alterações incapacitantes da ATMC ao retorno das atividades cotidianas. Bem como, atender a demanda não só da amostra avaliada, mas também de tratamentos cirúrgicos ou clínicos da mão que visam alívio da dor e re-estabelecimento da função, tornando possível quantificar os resultados de intervenções terapêuticas (imobilizações por meio de órteses) e de procedimentos cirúrgicos para evolução do prognóstico.

Outro desdobramento natural será desenvolver um estudo longitudinal objetivando acompanhar a evolução dos benefícios detectados pelo uso da órtese EPAPI das crianças participantes.

O método de análise de variação angular bidimensional (MAVA2D) apresenta potencial para a investigação de outras pinças e articulações. Espera-se, com isso, estabelecer não só um perfil, mas também um padrão de comportamento articular da ATMC e, a partir daí potencializar a funcionalidade de órteses e próteses manuais. Além disto, o MAVA2D, desenvolvido para este estudo, poderá ser implementado e otimizado como uma ferramenta valiosa para medições das amplitudes de movimentos articulares em ambientes clínicos.

ABSTRACT

In cerebral palsy (CP) the hand and particularly the thumb are severely affected imposing high level of dysfunction. Decrease in the range of motion (RoM) of the trapezium-metacarpal joint (TMC), alterations in the muscle force and manual ability perform are the main impairment in this clinical condition. The clinical type of spastic CP, evaluated in this study presented the postural profile of the hypertonic hand (wrist flexion and ulnar deviation, fingers flexion, thumb adduction). The orthotic therapy used as important part of CP rehabilitation program aims to improve this anatomic and functional pattern. In this study, an innovated wrist extension thumb abduction orthosis was developed (IWETA) to correct the hypertonic hand in 32 children (7.97 years; 5-12) with spastic hemiplegic CP. The methods to analyze 2D and 3D angular variations were used to determine static and dynamic RoMs, respectively during lateral and tripod pinches and cylindric prehension. Muscle strength was assessed by dynamometry and manual ability by Jebsen Taylor's test. After wearing the orthosis the RoMs increased between 26 and 69% as determined by the static angular variation method. Using the dynamic method the RoMs gain were approximately (26 to 97%). The positive effect of the orthosis was also observed in the measurement of muscle strength (54%) and manual ability test (8 to 23%). The characterization of these variables was able to define quantitative parameters that evaluated joint performance. This study shows that it is possible to propose the use of the 2D technique in clinical setting. It is expected that the combination of the methodologies employed to evaluate the influence of the orthosis to ameliorate the hypertonic hand of CP children may provide technical advances in the manufacturing of orthotic devices in this clinical condition.

Key words: TMC joint, 3D 2D measurement, optical system, manual ability.

GLOSSÁRIO

- 1 A **coréia** consiste em movimentos involuntários breves, espasmódicos que se iniciam numa parte do corpo e passam para outra de um modo brusco e inesperado, e muitas vezes de forma contínua.
- 2 A **atetose** é um fluxo contínuo de movimentos lentos com posições retorcidas e alternantes que se exprimem geralmente nas mãos e nos pés. Obs: A coréia e a atetose costumam apresentar-se conjuntamente (coreatetose).
- 3 A **espasticidade** é a ocorrência do tônus muscular ou da força com o qual o músculo resiste à extensão depende da elasticidade (rigidez intrínseca do músculo) e de um componente neural.
- 4 A **hemiplegia** é a manifestação mais freqüente na Paralisia Cerebral, com maior comprometimento do membro superior; acompanha-se de sinais de liberação tais como espasticidade. O indivíduo assume atitude em semiflexão do membro superior, permanecendo o membro inferior hiperestendido e aduzido, e o pé em postura equinovara.
- 5 A **diplegia** trata-se de um comprometimento dos membros inferiores, comumente evidenciando uma acentuada hipertonía dos músculos adutores. Há diferentes gradações quanto à intensidade do distúrbio.
- 6 Na **quadriplegia** ocorrem lesões difusas bilaterais no sistema piramidal dando além da grave tetraparesia espástica com intensas retrações em semiflexão, síndrome pseudobulbar, podendo ocorrer ainda microcefalia, deficiência mental e epilepsia.
- 7 A **discinesia** atualmente é a mais rara, pois manifesta-se por meio de movimentos involuntários, sobretudo distonias axiais e/ou movimentos córeo-atetóides das extremidades.
- 8 A **ataxia** igualmente rara pode traduzir-se por hipotonia e, aos poucos, verificam-se alterações do equilíbrio (ataxia axial) e, menos comumente, da coordenação (ataxia apendicular). A marcha se faz com aumento da base de sustentação podendo apresentar tremor intencional.
- 9 A **hipotonia** é a resistência menor do que a normal ao alongamento passivo.
- 10 A **hipertonía** é a resistência maior do que a normal ao alongamento passivo e deve-se a fatores mecânicos e neurais.
- 11 **Formas mistas** são as associações das manifestações anteriores, correspondendo, geralmente, ao encontro de movimentos distônicos e córeo-atetóides ou à combinação de ataxia com plegia (sobretudo diplegia).

- 12 O termo fotogrametria refere-se ao processo de realizar medições a partir de fotografias ou imagens. Já o termo **estereofotogrametria** refere-se à aplicação da fotogrametria com a utilização de pares estéreo de imagens objetivando a aquisição de medidas tridimensionais sem contato físico com o objeto a dimensionar.
- 13 **Fluoroscopia** é um método de registro em tempo real do movimento de estruturas orgânicas internas por meio raios-x e de uma tela fluorescente entre a qual o indivíduo à ser avaliado é posicionado.
- 14 A **transformada de Hough** se trata de uma técnica que pode ser usada para isolar características de uma forma particular dentro de uma imagem. Incluindo entre seus recursos, especificar uma forma paramétrica. É mais comumente usada para a detecção de curvas regulares, tais como linhas, círculos, elipses, etc

BIBLIOGRAFIA

1. AMERICAN SOCIETY OF HAND THERAPISTS. *Clinical assessment recommendations*. Chicago; 1992.
2. ARNER, M; ELIASSON, A.C.; NICKLASSON, S.; SOMMERSTEIN, K.; HAGGLUND, G. Report of 367 children in a population-based longitudinal health care program. *Journal of Hand Surgery*, v. 33, p. 1337-1347, 2008.
3. ARNOULD, C.; PENTA, M.; THONNARD, J. L. Hand impairments and their relationship with manual ability in children with Cerebral Palsy. *Journal of Rehabilitation Medicine*, v. 39, n. 9, p. 708-714, 2007.
4. ASSUMPÇÃO, T.S. Órteses – Princípios Básicos. In: FREITAS, P.P. *Reabilitação da Mão*. São Paulo: Editora Atheneu. Cap. 34, p. 539-554, 2005.
5. BARROSO, Patrícia Neto. “*Análise da Variação Angular Funcional Da Articulação Trapeziometacarpiana*”. 2007. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Departamento de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2007.
6. BARROSO, P. N.; MANCINI, M. C.; TICLE, F. S. L.; AGUIAR, I. F. Avaliação Clínica de Órteses na Promoção do Desempenho Funcional da Mão em Crianças com Paralisia Cerebral. In: XIX Congresso Brasileiro de Cirurgia da Mão, VII Congresso Sudamericano de Cirurgia de La Mano, II Congresso Sudamericano de Terapia de La Mano, II Encuentro Ibero-americano de Cirurgia de La Mano, 1999, São Paulo. XIX Congresso Brasileiro de Cirurgia da Mão, VII Congresso Sudamericano de Cirurgia de La Mano, II Congresso Sudamericano de Terapia de La Mano, II Encuentro Ibero-americano de Cirurgia de La Mano, 1999.
7. 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.
8. BERGER, R. A. The anatomy and basic biomechanics of the wrist joint. *Journal of hand therapy*, p.84-93, April-June, 1996.

9. BERNMARK, E.; WIKTORIN, C. A triaxial accelerometer for measuring arm movements. *Applied Ergonomics*, v. 33, p. 541-547, 2002.
10. BLAIR, E.; BALLANTYNE, J.; HORSMAN, S.; CHAUVEL, P. A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 37, p. 544-554, 1995.
11. BOYD, N.; MORRIS, E.; GRAHAN, K.. Management of upper limb dysfunction in children with cerebral palsy: a systematic review. *European Journal of Neurology*, v. 8, p. 150-66, 2001.
12. BRAND, P.W.; BEACH, R. B.; THOMSEN, D.E. Relative tension and potencial excursion of muscles in the forearm and hand. *Journal of Hand Surgery*, v.6, p. 201-9, 1981.
13. BREGER-LEE, D.E; BUFORD, JR, W.L. Update in splinting materials and methods. *Hand Clinical*, v. 73, 1991.
14. BULTHAUP, S; CIPRIANI, D.J; THOMAS, J.J. An electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function. *American Journal of Occupational Therapy*, v. 53, p. 434-440, 1999.
15. CADENHEAD, S.L.; MCEWEN, I.R.; THOMPSON, D.M. Effect of Passive Range of Motion Exercises on Lower-Extremity Goniometric Measurements of Adults with Cerebral Palsy: A Single-Subject. *Desing Physical Therapy*, v. 82, p. 658-669, 2002.
16. CALAIS-GERMAIM, B. *Anatomia Para o Movimento*. Vol.01. Barueri: Manole, 2002. Cap. 03
17. CALLINAN, N. Clinical interpretation of “an electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function”. *American Journal of Occupational Therapy*, v. 53, p. 441-444, 1999.
18. CAPPOZZO, A.; CROCE, U. D.; LEARDINI, A.; CHIARI, L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: Theoretical background. *Gait and Posture*, v. 21, p. 186-196, 2005.
19. CARMICK, J. Use of neuromuscular eletrical stimulation and (correct) dorsal wrist splint to improve the hand function of a child with spastic hemiparesis. *Physical Therapy*, v. 77, p. 661-671, 1997.
20. CHAGAS, P.S.C.; DEFILIPO, E.C.; LEMOS, R. A.; MANCINI, M.C.; FRÔNIO, J.S.; CARVALHO, R.M. Classification of motor function and functional

- performance in children with cerebral palsy. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, São Carlos, v. 12, p. 409-416, 2008.
21. CHAO, E.Y.; OPGRANDE, J.D.; AXMEAR, F.E. Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions. *Journal of Biomechanics*, v. 9, p. 387-396, 1976.
 22. CLARK, G. L.; WILGIS, E. F.; AIELLO, B. *Hand Rehabilitation (A Practical Guide)*. 2 ed. Philadelphia: Churchill Livingstone. Cap.02, 1998.
 23. COLDITZ, J.C. Anatomic considerations for splinting the thumb. In: HUNTER, JM; MACKIN, EJ; CALLAHAN, AL; OSTERMAN, AL; SKIRVEN, TM; SCHNEIDER, LH; RICH, R.R; editors. *Rehabilitation of the hand and upper extremity*. St. Louis: Mosby, p. 1858-1875, 2005.
 24. COLDITZ, J.C. The biomechanics of a thumb carpometacarpal immobilization splint: design and fitting. *Journal Hand Therapy*, v. 13, n.3, p. 228-35, 2000.
 25. COONEY, W. P.; CHAO, E. S. Biomechanical analysis of static force in the thumb during hand function. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 16, p. 27-36, 1977.
 26. 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*, v. 63-A, p. 9, 1981.
 27. COPLEY, J.; WATSON-WILL, A.; DENT, K. Upper limb casting for clients with cerebral palsy: A clinical report. *Australian Occupational Therapy Journal*, v.43, p.39-50, 1996.
 28. 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
 29. CROCKER, M.D.; MACKAY-LYONS, M.; MCDONNELL, E. Forced use of the upper extremity in cerebral palsy: a single-case design. *American Journal Occupational Therapy*, v. 51, p. 824-833, 1997.
 30. DAMIANO, D. L.; MARTELOTTA, T. L.; QUINLIVIN, J. M.; ABEL, M. F. Deficits in eccentric versus concentric torque in children with spastic cerebral palsy. *Medicine Science Sports Exercices*, v. 33, p. 117-122, 2001.

31. DAMIANO, L.; ABEL, M. F. Functional outcomes of strength training in spastic cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, v. 79, p. 119-125, 1998.
32. DELLA CROCE, U.; 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*, v. 21, p. 226-237, 2005.
33. DODD, K.J.; TAYLOR, N.F.; DAMIANO, D.L. A systematic review of the effectiveness of strength-training programs for people with cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, v. 8, p. 1157-1164, 2002.
34. DOMALAIN, M. ; VIGOROUX, L. ; BERTON, E. Determination of the passive moment-angle relationship at the trapeziometacarpal joint. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132, 2010.
35. DUNCAN, R. M. Basic principles of splinting the hand. *Physical Therapy*, v. 69, n. 12, p. 1104-1115, 1989.
36. ENGBERG, J. R.; ROSS, S. A.; OLREE, K. S.; PARK, T. S. Ankle spasticity and strength in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine Child Neurology*, v. 42, p. 42-47, 2007.
37. ENGBERG, J. R.; ROSS, S. A.; OLREE, K. S.; PARK, T. S. Ankle spasticity and strength in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 42, p. 42-47, 2007
38. EXNER, C.E.; BONDER, B.R. Comparative effects of three hand splints on bilateral hand use, grasp, and arm-hand posture in hemiplegic children: A pilot study. *The Occupational Therapy Journal of Research*, v. 3, p. 75-92, 1983.
39. FERNANDES, L. F.; BARROS, R. M. Análise das alterações nos padrões de preensão palmar em pianistas. *ISBN # XI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 2005.
40. FERRIGNO, I. S. *Terapia da mão*. São Paulo: Santos Editora. Cap. 10, p. 123-137, 2007.
41. FESS, E.E.; PHILIPS C. *Hand Splinting-principles and methods*, 2nd ed. St Louis, CV Mosby, 1987.
42. FIELD, D. *Anatomy: palpation and surface markings*. Butterworth-Heinemann, Edinburg, p. 18-24, 2001

43. 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*, v.72, p. 155-165, 2003.
44. 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, 2001.
45. FLEGLE, J.H.;LEIBOWITZ, J.M. Improvement in grasp skill in children with hemiplegia with the MacKinnon splint. *Research in Developmental Disabilities*, v. 9, p. 145-151, 1988.
46. FORD, M.; MCKEE, P.; SZILAGYI, M. Protecting the Ulnar Collateral Ligament and Metacarpophalangeal Joint of the Thumb. *Journal of Hand Therapy*, p. 64-68, 2003.
47. FOUCHER, K. C.; HURWITZ, D. E.; WIMMER, M. A. Do gait adaptations during stair climbing result in changes in implant forces in subjects with total hip replacements compared to normal subjects? *Clinical Biomechanics*, v. 23, p. 754-761, 2008.
48. 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*. v. 17, p.297-303, 1995.
49. GOODMAN, G.; BAZYK, S. The effects of a short thumb opponens splint on hand function in cerebral palsy: a single subject study. *American Journal of Occupational Therapy*, v. 45, p. 726-731, 1991.
50. 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*, v.83, p. 477-482, 1991.
51. GORDON, A.M.; DUFF, S.V. Relation between clinical measures and fine manipulative control in children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 41, p. 586-591, 1999.
52. GOUBIER, J. N. *Etude cinématique in vivo de l'articulation trapezometacarpienne*. Thèse (Docteur) – L'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2007.
53. GOUBIER, J. N.; DEVUN, L.; MILTON, D.; LAVASTE, F.; PAPADOGEORGOU, E. Normal range-of-motion of trapeziometacarpal joint. *Chirurgie de la Main*, v. 28, p. 297-300, 2009.

54. 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 2006/abstracts/110-Goubier](http://www.univ-valenciennes.fr/congress/3D%202006/abstracts/110-Goubier)
55. HILL, J. The effects of casting on upper extremity motor disorders after brain injury. *The American Journal of Occupational Therapy*, v.48, p. 219-224, 1994.
56. 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.
57. HOUSE, J.H.; GWATHMEY, F.W.; FIDLER, M.O. A dynamic approach to the thumb-in palm deformity in cerebral palsy. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v.63, p. 216-225, 1981.
58. JANSEN, C.W.S.; OLSON, S.L.; HASSON, S.M. The effect of use of a wrist orthosis during functional activities on surface electromyography of the wrist extensors in normal subjects. *Journal of Hand Therapy*, v. 4, p. 283-289, 1997.
59. JEBSEN, R.; TAYLOR, N.; TRIESCHMANN, R.B., TROTTER, M.J.; HOWARD, L.H. An objective and standardized test of hand function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 6, p. 311-319, 1969.
60. KAPANDJI, A. Classification of thumb movements, in *IFSSH*, 2001
61. KAPANDJI, A. Functional anatomy of the 1st web space. *Ann Chir Main*, v. 5, n. 2, 158-65, 1986.
62. KAPANDJI, I. A. *Fisiologia Articular*. São Paulo: Manole, p. 37, 1990.
63. KINGHORN, J.; ROBERTS, G. The effect of an inhibitive weight-bearing splint on tone and function: a single-case study. *The American Journal of Occupational Therapy*, v. 50, p. 807-815, 1996.
64. 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, 2004.
65. KRAMER, J.F.; MACPHAIL A. Relationships among measures of walking efficiency, gross motor ability, and isokinetic strength in adolescents with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy*, v. 6, p. 3-8, 1994.
66. KUO, L.; CHIU, H.; CHANG, C.; HSU, H.; SUN, Y. Functional workspace for precision manipulation between thumb and fingers in normal hands. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, p. 829-839, 2009.

67. 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*, v. 22, p. 600-606, 2004.
68. 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*, v. 18, p. 558-563, 2003.
69. KUO, L.; SU, F.; CHIU, H.; YU, C. Feasibility of using a video-based motion analysis system for measuring thumb kinematics. *Journal of Biomechanics*, v. 35, p.1499-1506, 2002.
70. LANNIN, N.A; HORSLEY, S.A.; HERBERT, R.; MCCLUSKEY, A.; CUSICK, A. Splinting the hand in the functional position after brain impairment: a randomized, controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 84, 297-302, 2003.
71. LAW, M.; CADMAN, D.; ROSENBAUM, P.; WALTER, S.; RUSSELL, D.; DEMATTEO, C. Neurodevelopmental therapy and upper-extremity inhibitive casting for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 33, p. 377-378, 1991.
72. LAW, M.; KING, G. Parent compliance with therapeutic interventions for children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 35, p. 983-990, 1993.
73. LEARDINI, A.; CHIARI, L.; CROCE, U. D.; CAPPOZZO, A. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part3: Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait and Posture*. v.21, p. 212-225, 2005.
74. LIMA, C. L. A.; FONSECA, L. F. *Paralisia cerebral*. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan , 2004.
75. LUZO, M. C. M.; MELLO, M. A. F.; CAPANEMA, V. M. Recursos Tecnológicos em Terapia Ocupacional – Órteses e Tecnologia Assistiva. In: DE CARLO, M. M. R. P.; LUZO M. C. M. (Org.) *Terapia Ocupacional – Reabilitação Física e Contextos Hospitalares*. 1^a ed, São Paulo: Ed. Roca. Cap. 5, p. 99-126, 2004.
76. MACPHEE, S. D. Functional hand evaluations: a review. *The American Journal of Occupational Therapy*, 41, p.158-163, 1987.
77. MANCINI, M. C.; ALVES, A. C. M.; SCHAPER, C.; FIGUEIREDO, E. M.; SAMPAIO, R. F.; COELHO, Z. A. C.; TIRADO, M. G. A. Gravidade da paralisia

- cerebral e desempenho funcional. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 8, n. 3, p. 253-260, 2004
78. MATHIOWETZ, V.; FEDERMAN, S.; WIEMER, D. Grip and Pinch Strenght: Norms for 6 to 9 year olds. *The American Journal of Occupational Therapy*, v.40, p. 705-11, 1986.
 79. MATHIOWETZ, V.; WIEMER, D.M.; FEDERMAN, S.M. Grip and pinch strength: Norms for 6- to 19-year-olds. *American Journal of Occupational Therapy*, v. 40, p. 705-711, 1986.
 80. MITCHELL, H. L. Applications of digital photogrammetry on medical investigations. *Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, v. 50, n. 3, p. 27-36, 1995.
 81. 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*. 2004.
 82. NAPIER, J. R. The Form And Function Of The Carpo-Metacarpal Joint Of The Thumb. *Journal of Anatomy*, v. 89, p. 362-369, 1955.
 83. NAYLOR, C.E.; BOWER, E. Modified constraint-induced movement therapy for young children with hemiplegic cerebral palsy: a pilot study. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 47, n. 6, p. 365-369, 2005.
 84. NETTER, F.H. *Atlas de Anatomia Humana*. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, p.16, 2000.
 85. NORKIN, C. C. *Articulações Estrutura e Função: Uma Abordagem Prática e Abrangente*. 2.ed. Rio de Janeiro: Revinter. 98 p, 2001.
 86. NORKIN, C.C.; WHITE, D. J. *Medida do Movimento Articular*. 2.ed. Porto Alegre: Artes Médicas, p.132, 1997.
 87. [OMS] ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE, *CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde* [Centro Colaborador da Organização Mundial da Saúde para a Família de Classificações Internacionais, org.; coordenação da tradução Cássia Maria Buchalla]. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo – EDUSP; 2003.
 88. 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*, v.83, p-223-230, 2000.

89. 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.
90. PEDRETTI, L. W.; EARLY, M. B. *Terapia Ocupacional: Capacidades Práticas para Disfunções Físicas*. 5 ed. São Paulo: Editora Roca. Cap.04, 2005.
91. PIOVESANA, A.M.S.G. Encefalopatia crônica, paralisia cerebral. In: FONSECA, L.F.; PIANETTI, G.; XAVIER, C.C., *Compêndio de neurologia infantil*. MEDSI, 825-838, 2002.
92. PONS, J.L.; ROCON, E.; CERES, R.; REYNAERTS, D.; SARO, B.; LEVIN, S.; MOORLEGHEM, W.V. The manus-hand dextrous robotics upper limb prosthesis: mechanical and manipulation aspects. *Autonomous Robots*, v. 16, p. 143-163, 2004.
93. PUTZ, R.; PABST, R.; *Atlas de Anatomia humana Sobotta*. 21 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p.11, 2000.
94. REID, D.T.; SOCHANIWSKYJ, A. Influences of a hand positioning device on upper-extremity control of children with cerebral palsy. *International Journal of Rehabilitation Research*, v. 15, p. 15-29, 1992.
95. 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*, v.78, p.1358-1363, 1997.
96. 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*, v.78, p.1358-1363, 1997.
97. SCHIEBER, M. H.; SANTELLO, M. Hand function: peripheral and central constraints on performance. *Journal Apply Physiology*, v. 96, p.2293-2300, 2004.
98. SMANIA, N. Constraint-induced movement therapy: an original concept in rehabilitation. *Eura Medicophys*, v. 42, p. 339-340, 2006.
99. SNEDECOR, G.W.; COCHRAN, W.G. *Statistical methods*. Iowa State Univ. Press, Ames, 1985.

100. STERN, E.; SINES, B.; TEAGUE, T. Commercial wrist extensor orthoses: hand function, comfort and interference across five styles. *The Journal of Hand Therapy*, p. 237-244, 1994.
101. STERN, E.B. Grip strength and finger dexterity across five styles of commercial wrist orthoses. *American Journal of Occupational Therapy*, v. 50, p. 32-38, 1996.
102. SWANSON, A.B.; BOOZER, J. Órteses e próteses para o membro superior. In Pardini (ed.). *Cirurgia da mão – Lesões Não-Traumáticas*. Rio de Janeiro: Medsi, p. 399-440, 1990.
103. TAYLOR, N.; SAND, P.L.; JEBSEN, R.H. Evaluation of hand function in children. *Archives Physiology Medicine Rehabilitation*, v. 54, p. 129-135, 1973.
104. TEIXEIRA, E.; SAURON, F. N.; SANTOS, L.S.; OLIVEIRA, M. C. *Terapia Ocupacional na Reabilitação Física*. São Paulo: Editora Roca. Cap. 07, 2003.
105. TEPLICKY, R.; RUSSELL, D.; LAW, M. The Effectiveness of Casts, Orthoses, and Splints for Children with Neurological Disorders. *Infants & Young Children*, v. 15, p. 42-50, 2002.
106. 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.
107. 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*, v. 49, n. 5, p.570-86, 2005.
108. TONA, J. L.; SCHNECK, C.M. The efficacy of upper extremity inhibitive casting: a single-subject pilot study. *American Journal of Occupational Therapy*, v. 47, p. 901-910, 1993.
109. TORTORA, G.; GRABWSKI, S. *Princípios de Anatomia e Fisiologia*. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p.11, 2002.
110. TUBIANA, R.; THOMINE J.; MACKIN, E. *Diagnóstico clínico da mão e do punho*. Rio de Janeiro: Interlivros. Cap.01.p.28-32; Cap.04.p.294-330, 1996.
111. VALERO-CUEVAS, F. J. An integrative approach to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers. *Journal of Biomechanics*, v. 38, p. 673-684, 2005.
112. 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.
113. VAZ, D. V.; MANCINI, M. C.; FONSECA, S. T.; VIEIRA, D. S.; PERTENCE, A. E. M. Muscle stiffness and strength and their relation to hand function in children with hemiplegic cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 48, 728-733, 2006.
 114. VAZ, D.V. *Alterações musculares em crianças com paralisia cerebral e sua relação com a função manual*. 2004. Dissertação (Mestrado) – Programa de Mestrado em Ciências da Reabilitação da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2004.
 115. VECCHIO, S.D.; CAMPOS, I.L.P.; SESSELMANN, M.; PINOTTI, M. *Freeform Surfaces Measurement by an Optical System of Fringe Projection*. In: 11th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering - ENCIT 2006, Curitiba-PR. Proceedings of 11th Brazilian Congress of Thermal Sciences and Engineering. Rio de Janeiro - RJ: Associação Brasileira de Engenharia e Ciências Mecânicas – ABCM, v. 1, p. 1-8, 2006.
 116. 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*. v.125, p. 917-922, 2003.
 117. WATERS, P. M.; VAN HEEST, A. Spastic hemiplegia of the upper extremity in children. *Hand Clinical*, v. 14, p. 119-34, 1998.
 118. WEISS, S.; LASTAYO, P.; MILLS, A.; BRAMLET, D. Splinting the Degenerative Basal Joint: Custom-made or Prefabricated Neoprene. *Journal of Hand Therapy*, v. 17, p. 401-406, 2004.
 119. WILTON, J. Casting, splinting, and physical and occupational therapy of hand deformity and dysfunction in cerebral palsy. *Hand Clinical*, v. 19, p. 573-584, 2003.
 120. WRIGHT, P.A.; GRANAT, M.H. Therapeutic effects of functional electrical stimulation of the upper limb of eight children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v.42, p. 724-727, 2000.
 121. 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*. v. 38, p.981-992, 2005.
122. YOKOGAWA, R.; HARA, K. Manipulabilities of the index finger an thumb in three tip-pinch postures. *Jornal of Biomechanics Engineering*, v.126, p. 212-219, 2004.
123. YOUNG, D.; PAPP, S.; GIACHINO, A. Physical Examination of the Wrist. *Hand Clinical*, v. 26, p. 21-36, 2010.

ANEXOS

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



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP

Parecer nº. ETIC 065/09

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

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 03 de junho de 2009, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado **"Análise digital para implementação da órtese abduutora de polegar e extensora de punho para portadores de paralisia cerebral"** bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

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

Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG

ANEXO B - Formulário de Consentimento

Título do Projeto:

“Órtese Abduutora de Polegar e Extensora de Punho para crianças com Paralisia Cerebral”

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

Seu filho(a) está sendo convidado(a) a participar da pesquisa Análise Digital para Implementação da Órtese Abduutora de Polegar e Extensora de Punho para Portadores de Paralisia Cerebral. Se decidir permitir que o mesmo(a) ira participar dela, é importante que leia estas informações sobre o estudo e o papel de seu(sua) filho(a) nesta pesquisa. A decisão de participar neste estudo é voluntária e a participação de seu(sua) filho(a) 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 mão de seu(sua) filho(a) 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 que seu(sua) filho(a) participe da pesquisa, assinara o termo. Algumas informações como a idade, sexo, dados pessoais de seu(sua) filho(a), se ele(a) é destro ou canhoto serão solicitadas a voce. Em seguida o examinador fixará através de feltro adesivo esferas de 5 mm de diâmetro de plástico, sobre a pele no polegar, no punho e no ante-braço de seu(sua) filho(a). A mão será posicionada por meio de uma órtese (aparelho de plástico e neoprene fixo por meio de velcro). Uma vez acostumado com

esse aparato, seu(sua) filho(a) será instruído ao comando da voz do pesquisador a realizar, repetidamente, três diferentes movimentos com a mão para garantir dados precisos para futura análise. O tempo de permanência no laboratório é estimado em 30 minutos.

O sistema utilizado para registrar os movimentos de seu(sua) filho(a) chama-se Qualysis ProReflex e é um sistema baseado em vídeo, que permite a reconstrução em três dimensões (3D) das esferas localizadas na mão de seu(sua) filho(a). O sistema possui quatro câmeras com iluminação produzida por um grupo de emissores infravermelhos localizados em volta da lente de cada uma das câmeras.

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

Os resultados dessa pesquisa não trarão nenhum benefício imediato a seu(sua) filho(a), mas futuramente poderá ajudar várias pessoas com alterações no(s) polegar(es).

6) Custos/Reembolso

Você não terá nenhum gasto com a seu(sua) filho(a) 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, orientador Prof. Marcos Pinotti e da co-orientadora Profa. Renata Noce Kirkwood e da terapeuta ocupacional Patricia Neto Barroso.

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) 3409-5242 ou Patrícia Neto Barroso (31) 3409 6677. Se você tiver perguntas com relação a seus direitos como participante do estudo clínico, você também poderá contatar o Comitê de Ética em Pesquisa da Instituição, no telefone (31) 3409-4592.

Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP (coep@prpq.ufmg.br).

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 retirar meu(minha) filho(a) 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 meu (minha) filho(a) participar deste estudo.

Nome do participante (em letra de forma)

Assinatura do 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 seu representante autorizado. Acredito que 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 - *The Manual Ability Classification System (MACS)*

Nível I - Manuseia objetos facilmente e com sucesso. Podem ocorrer no máximo, limitações em desempenhar com facilidade tarefas manuais que requerem velocidade e precisão. Entretanto, qualquer limitação nas habilidades manuais, não restringe a independência nas atividades diárias.

Nível II - Manuseia a maioria dos objetos, mas realiza com qualidade e/ou velocidade reduzida. Certas atividades podem ser evitadas ou realizadas com alguma dificuldade; formas alternativas de desempenho podem ser usadas, mas as habilidades manuais não restringem a independência nas atividades diárias.

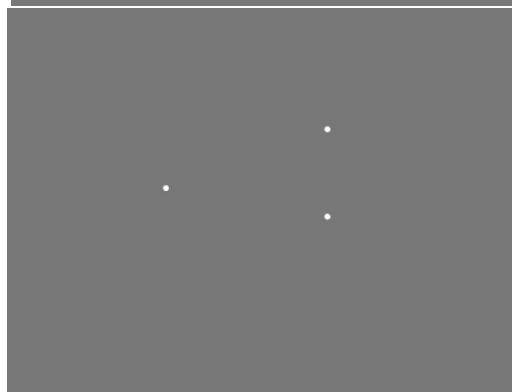
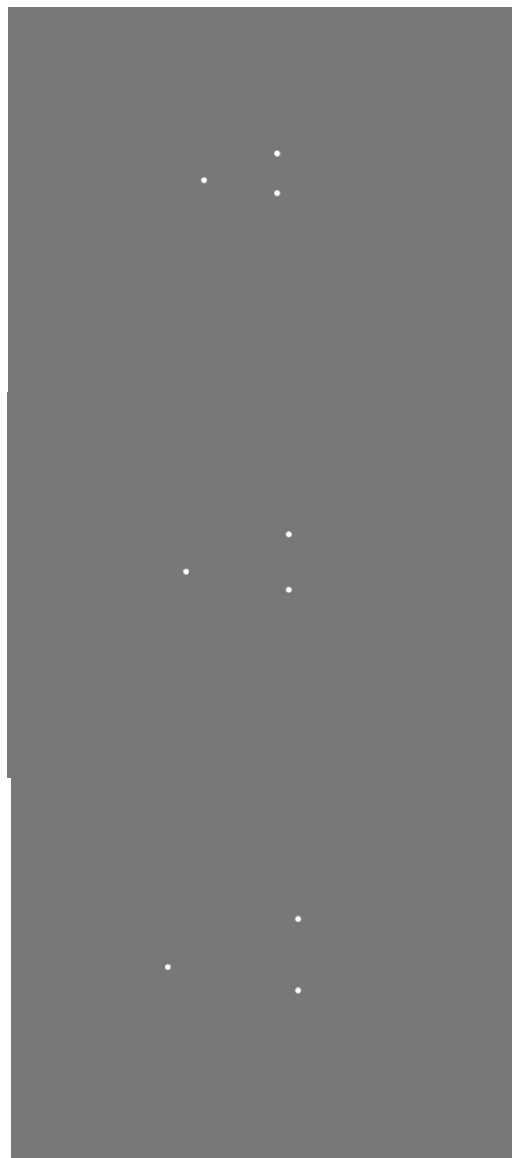
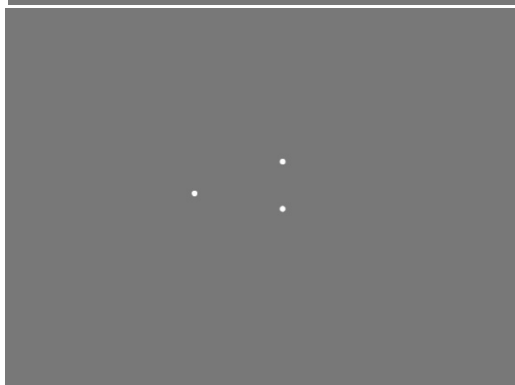
Nível III - Manuseia objetos com dificuldade; necessita de ajuda para preparar e/ou modificar atividades. Considerando a qualidade e quantidade do desempenho, o mesmo é lento e alcançado com sucesso limitado. As atividades são desempenhadas com independência, se forem adequadas ou adaptadas.

Nível IV - Manuseia uma seleção limitada de objetos colocados facilmente em situações adaptadas. Desempenha parte das atividades com esforço e com limitado sucesso. Requer contínuo suporte e assistência e/ou equipamento adaptado, mesmo que para realizar parcialmente a atividade.

Nível V - Não manuseia objetos e tem severa e limitada habilidade para desempenhar até mesmo ações simples. Requer total assistência.

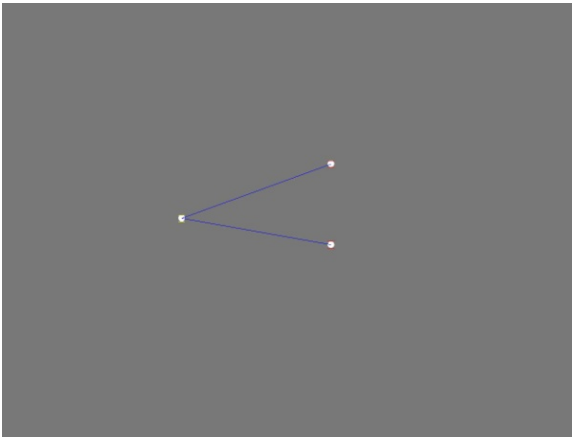
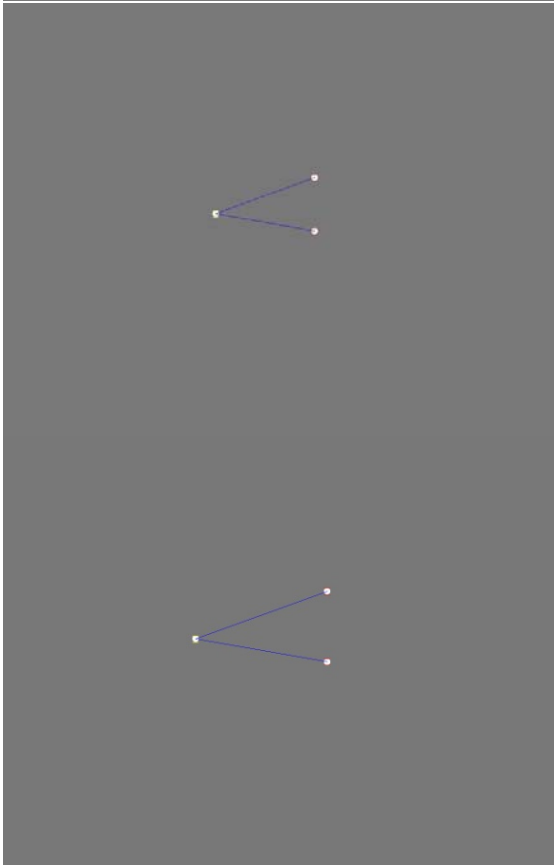
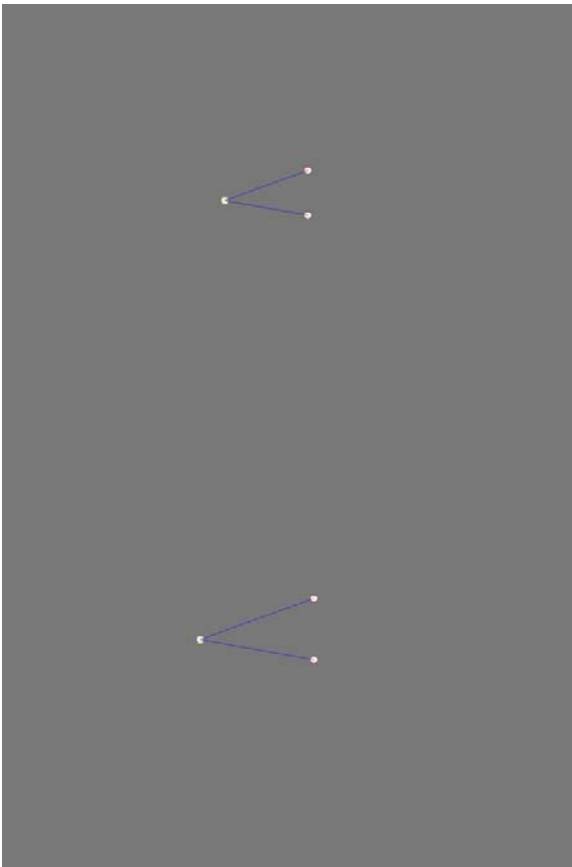
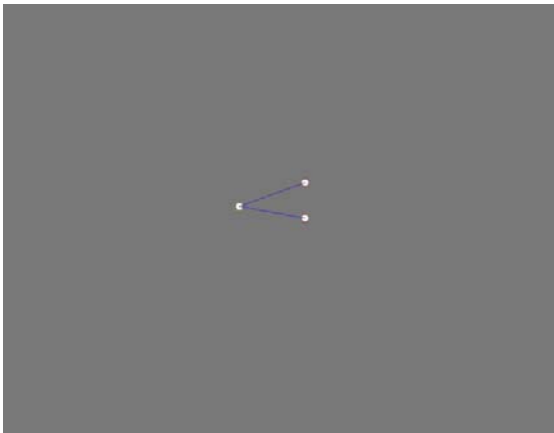
ANEXO D - TESTES DE CONFIABILIDADE MAVA2D

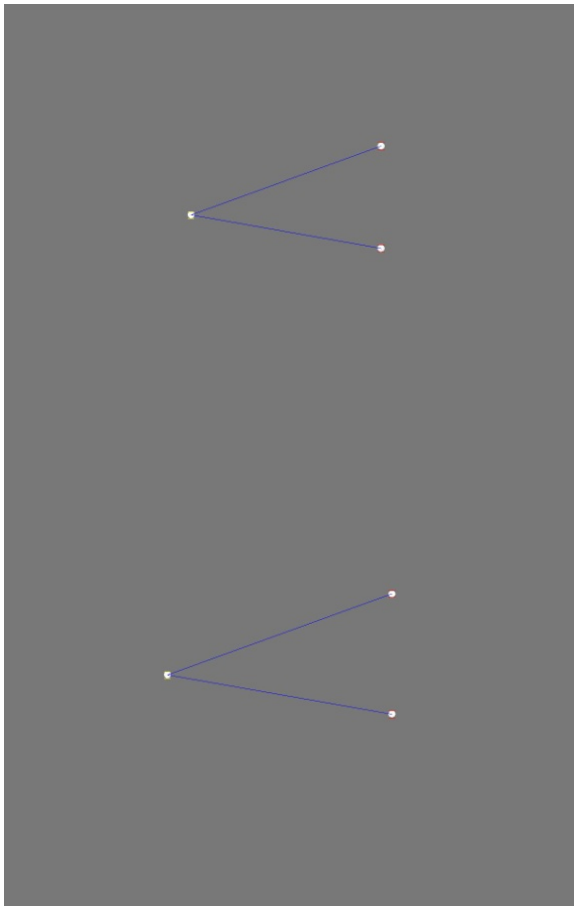
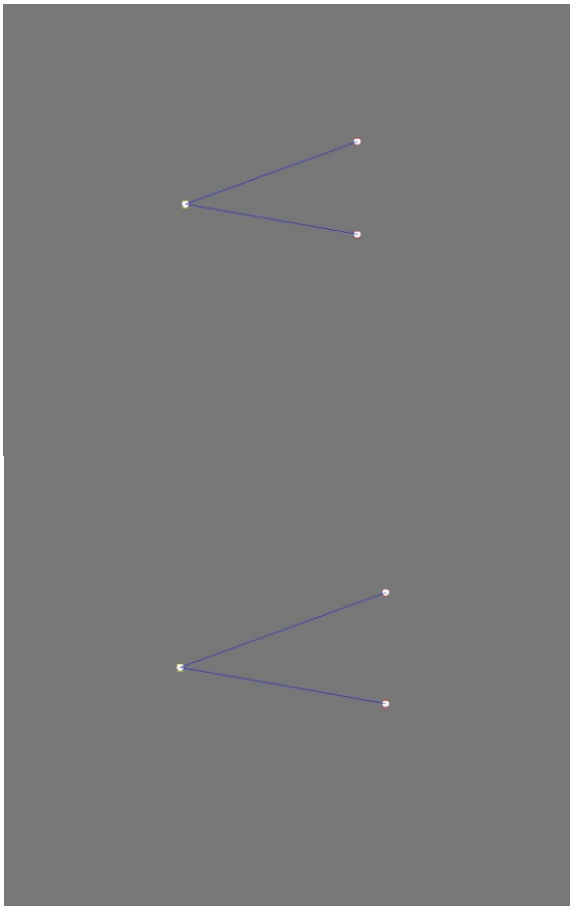
Teste 1





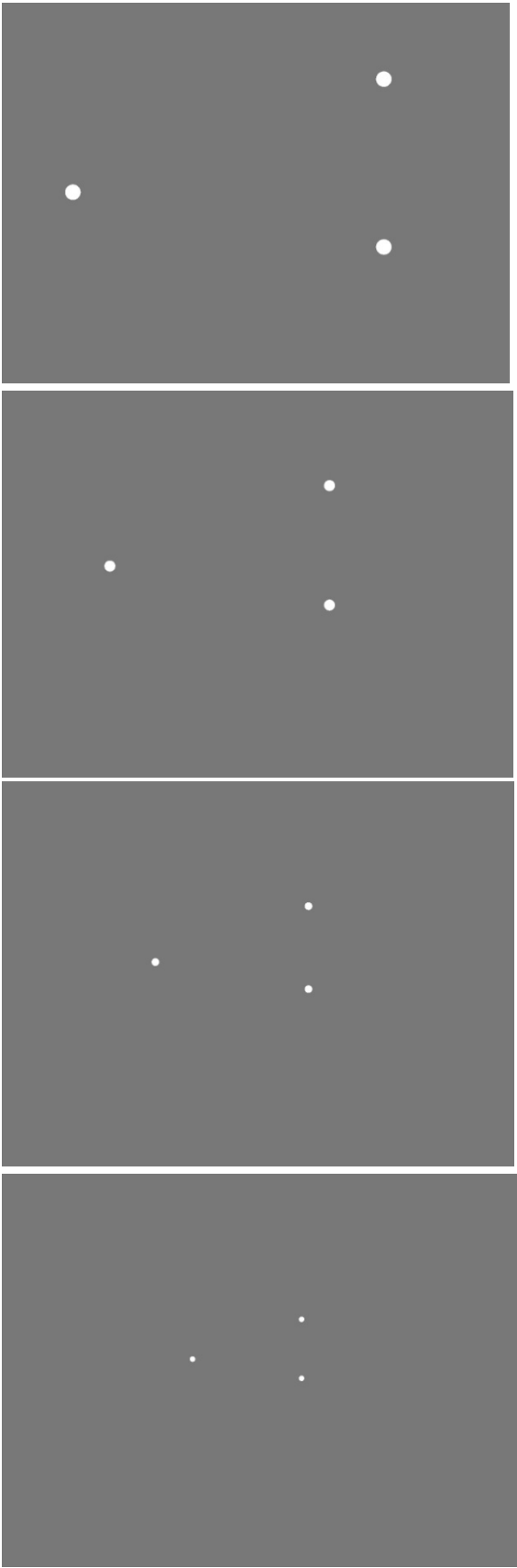
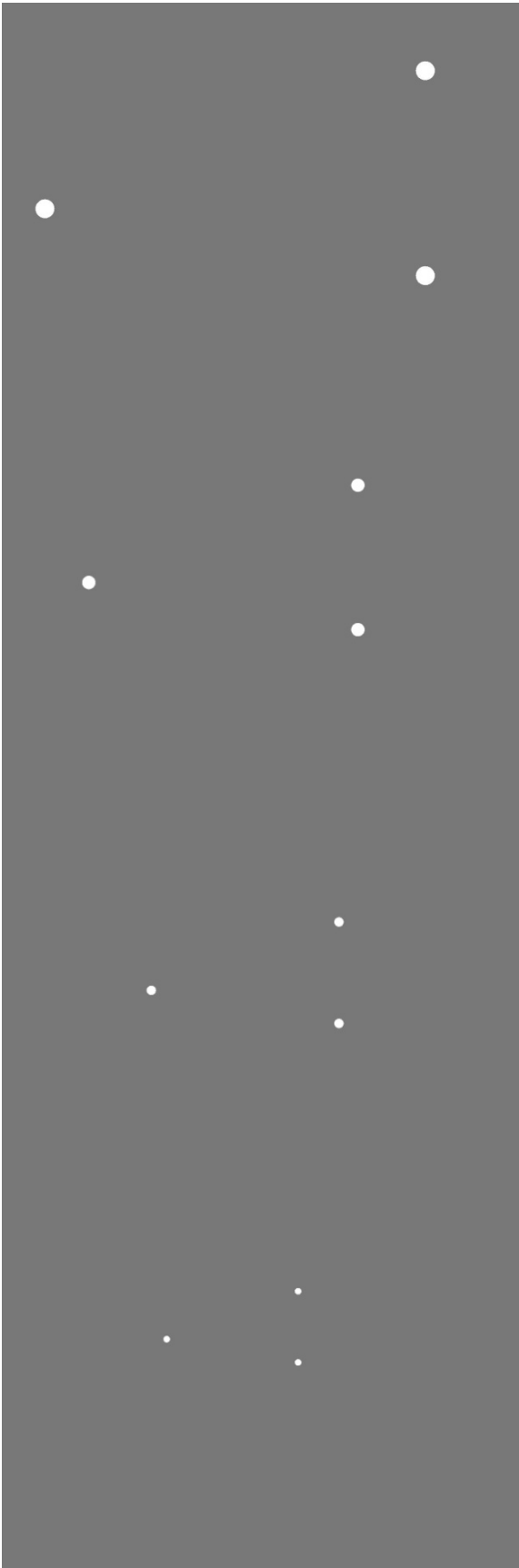
TESTE 01 – Fotos iniciais

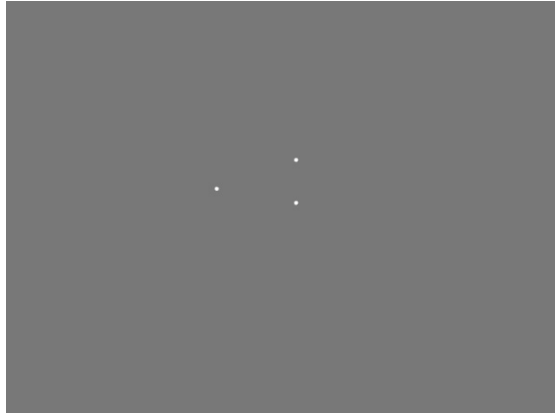
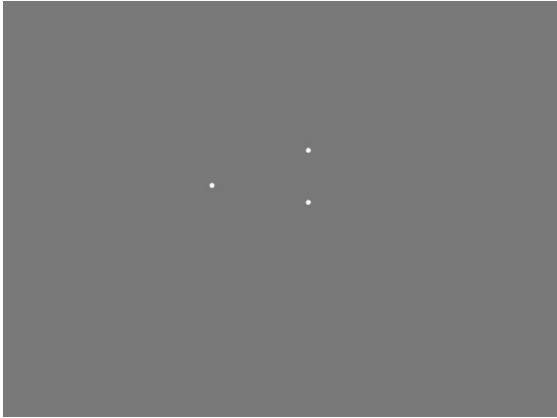




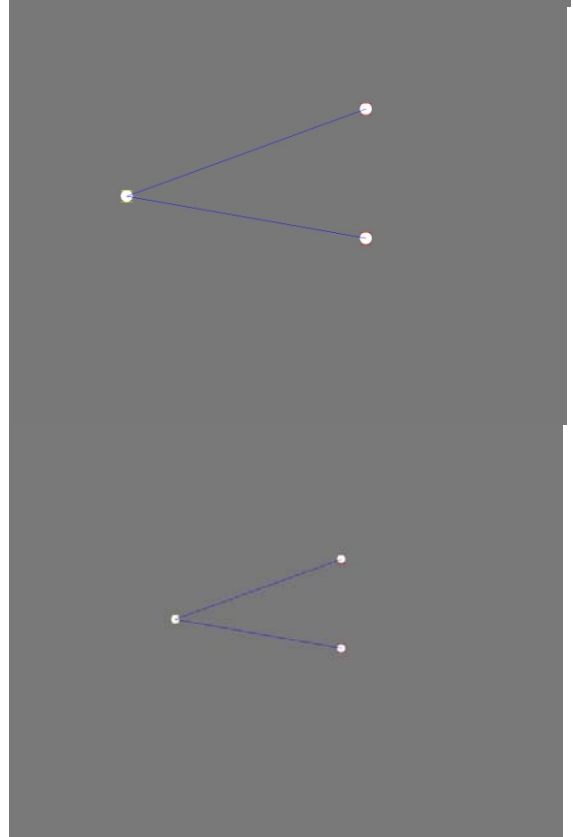
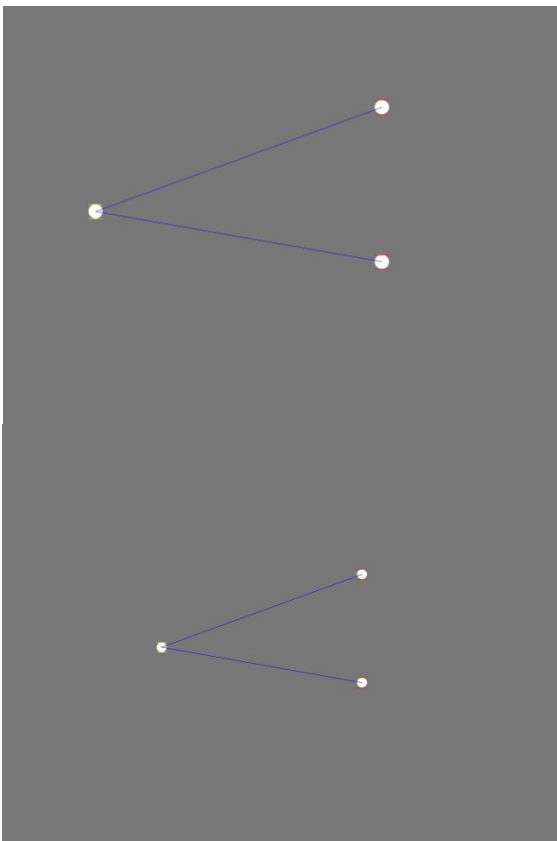
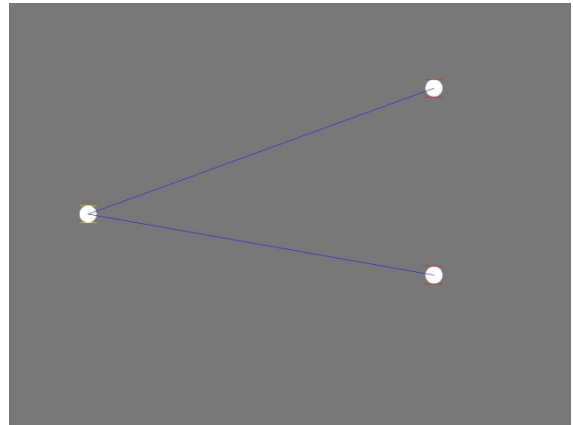
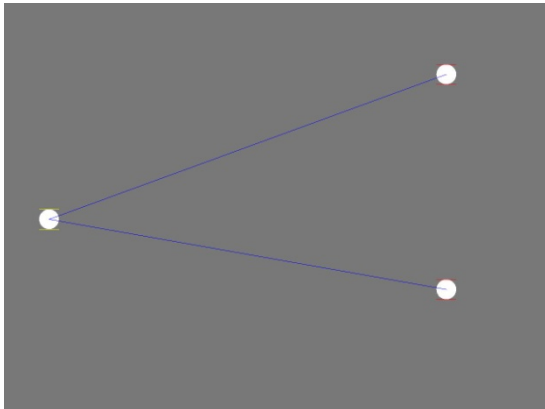
TESTE 01 – Fotos processadas

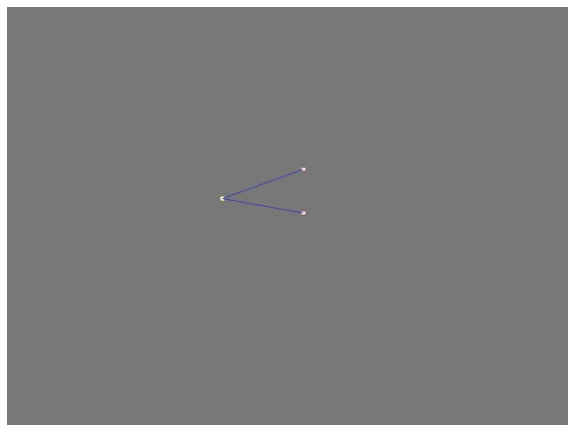
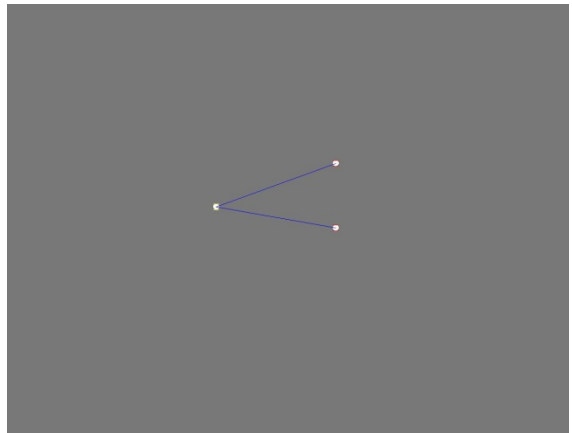
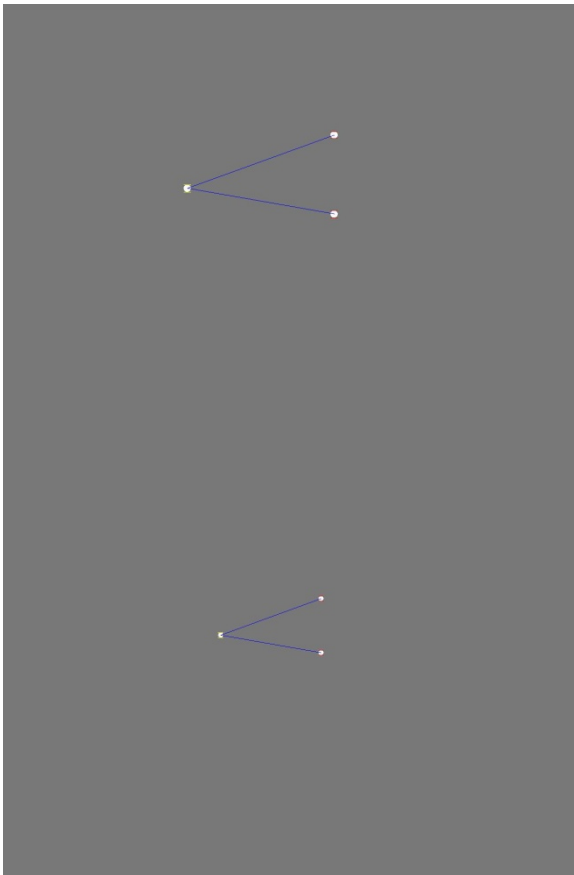
Teste 2





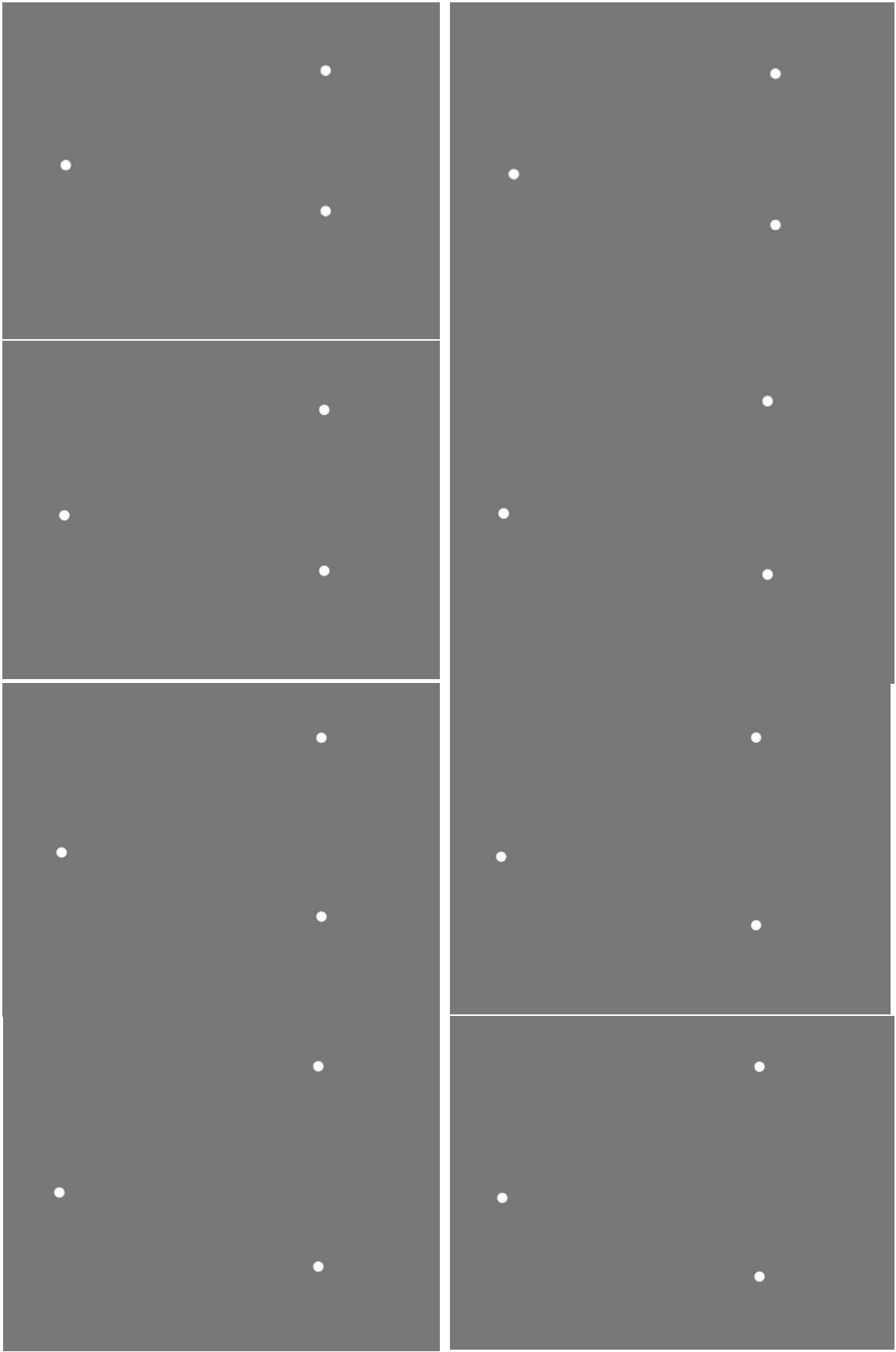
TESTE 2 – Fotos iniciais

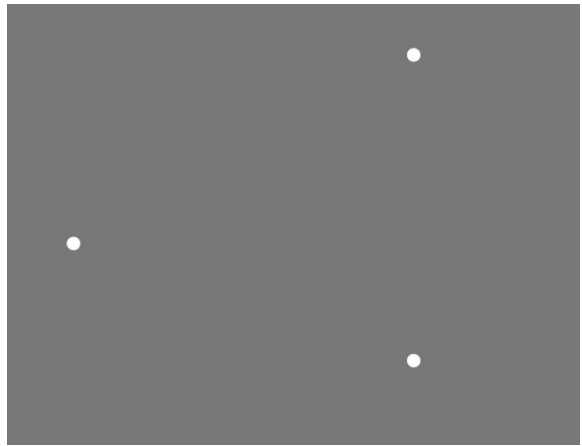




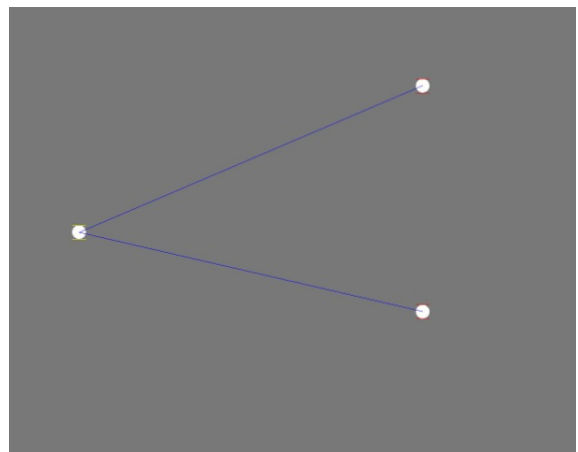
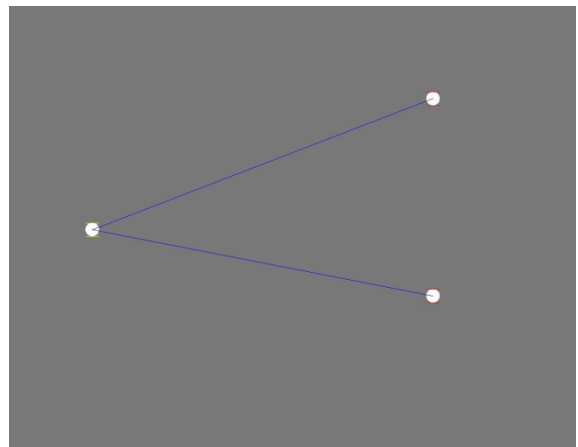
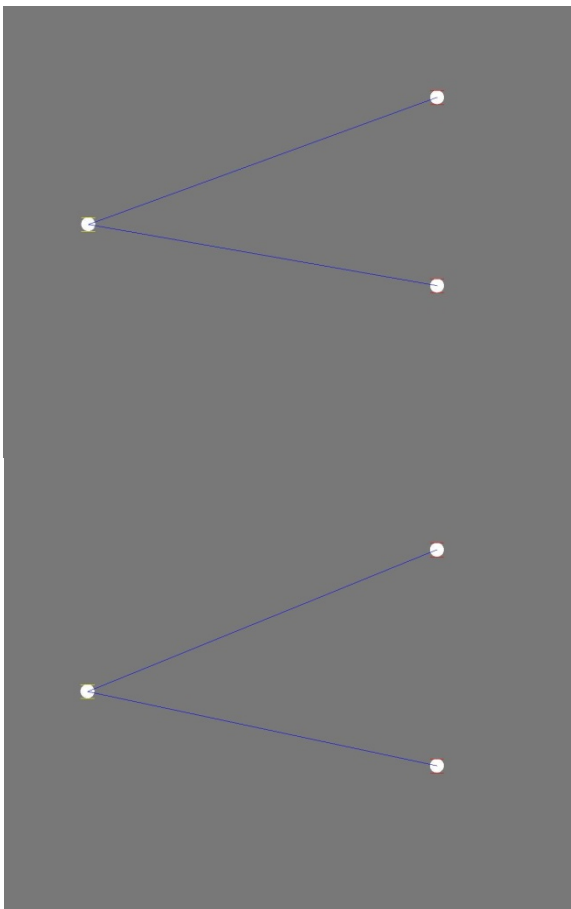
TESTE 2 – Fotos processadas

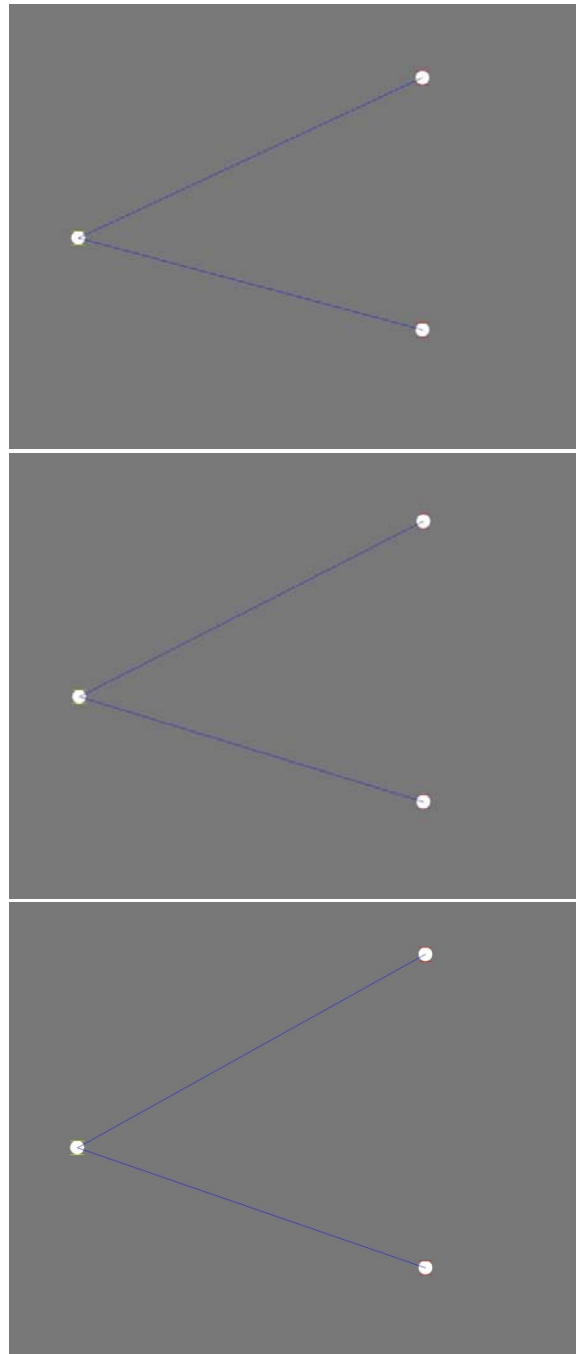
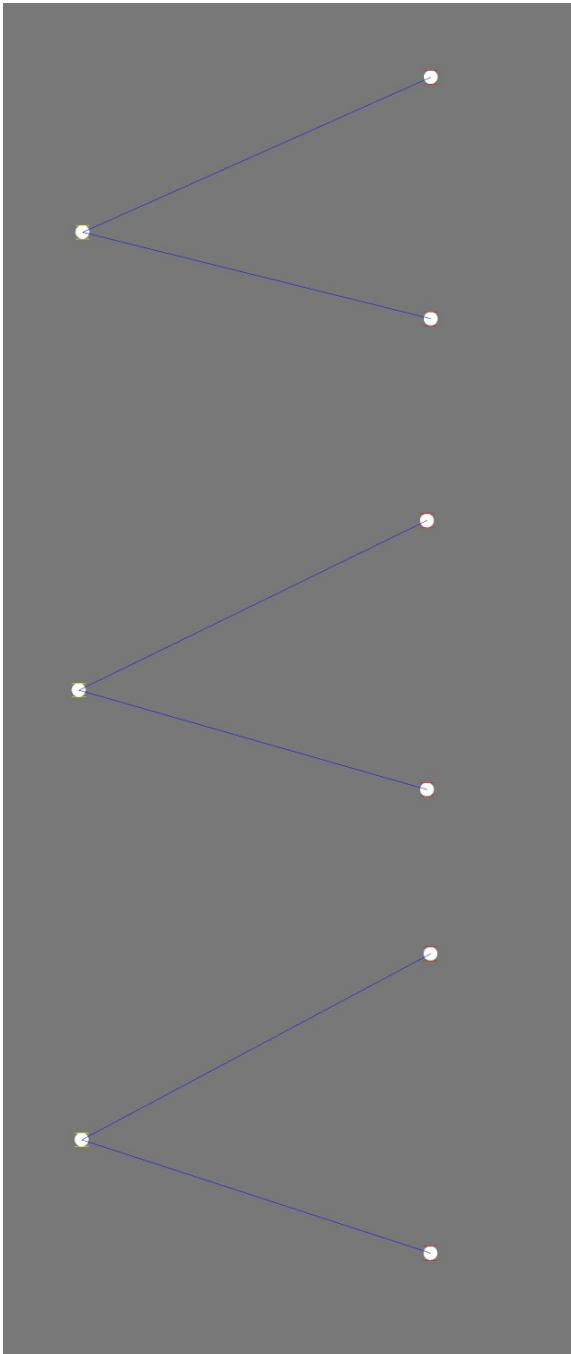
Teste 3





TESTE 3 – Fotos iniciais





TESTE 3 – Fotos processadas